

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Direktor: Professor Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Vergleich der mechanischen Stabilität von vollkeramischen
Einzelzahnkronen und dreigliedrigen Brücken auf CAD/CAM-
Abutments mit und ohne „Tube-in-Tube“-Implantat-Abutment-
Verbindung – eine In-vitro-Untersuchung**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Tobias Graf

aus Furth im Wald

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Karin Huth
Prof. Dr. med. dent. Gabriele Kaeppler

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Prof. Dr. med. dent. Michael Stimmelmayr

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 21.09.2020

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen oder Gebrauchsbezeichnungen sind zum Teil patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen einer Kennzeichnung bzw. des Symbols „®“ darf nicht gefolgert werden, dass es sich dabei um einen freien Warennamen handelt.

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	2
2.1	Zahnverlust und seine Folgen	2
2.2	Implantatgetragener Zahnersatz	2
2.3	Aufbau eines Implantats	4
2.3.1	Implantatkörper	4
2.3.2	Suprakonstruktionen	7
2.3.2.1	Erfolgskriterien	7
2.3.2.2	Einteilung der Suprakonstruktionen	9
2.3.2.3	Abutment	10
2.3.2.4	Hybridabutmentkronen	12
2.3.2.5	Abutmentschraube	13
2.3.2.6	Befestigungsmodus	14
2.4	Implantat-Abutment-Verbindung	15
2.4.1	Interne versus externe Implantat-Abutment-Verbindung	16
2.4.2	Konus-Verbindung versus „butt joint“-Verbindung	17
2.4.3	Rotationsschutz	19
2.4.4	Implantatsysteme der Firma Camlog	20
2.4.5	Klinische Problematiken der Tube-in-Tube™-Verbindungen	21
3	ZIELSETZUNG DER STUDIE	23
4	MATERIAL UND METHODEN	24
4.1	Verwendetes Implantatsystem	24
4.2	Gruppeneinteilung und schematische Übersicht des Versuchsaufbaus	26
4.3	Fertigung der Prüfkörper	28
4.3.1	Herstellung der Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“	28

Inhaltsverzeichnis

4.3.1.1	Implantateinbettung	28
4.3.1.2	Herstellung der Hybridabutmentkrone	29
4.3.1.3	Konfigurationen der Titanabutments	31
4.3.1.4	Adhäsivverklebung der Zirkonoxid-Kronen mit den Titanbasen	31
4.3.1.5	Verschraubung des Implantats mit dem Abutmentkomplex	33
4.3.2	Herstellung der Untersuchungsgruppe „Brücke“	34
4.3.2.1	Einbetten der Implantate	34
4.3.2.2	Herstellung der Brücken	35
4.3.2.3	Adhäsivverklebung der Zirkonoxid-Brücken mit den Titanbasen	37
4.3.2.4	Verschraubung der Implantate mit dem Brückenkomplex	38
4.4	In-vitro-Alterung im Kausimulator	38
4.5	Bruchlastversuch nach Alterung	42
4.6	Abschließende Inspektion der Prüfkörper	43
4.7	Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen der Implantatschultern	43
4.8	Statistische Auswertung nach Bruchversuchen	44
5	ERGEBNISSE	45
5.1	Auswertung der Kausimulation	45
5.1.1	Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“	45
5.1.2	Untersuchungsgruppe „Brücke“	46
5.2	Auswertung des Bruchlastversuchs nach Alterung	49
5.2.1	Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“	49
5.2.1.1	Versuchsgruppe KL mit Tube	49
5.2.1.2	Versuchsgruppe KK ohne Tube	50
5.2.2	Untersuchungsgruppe „Brücke“	51
5.2.2.1	Versuchsgruppe BL mit Tube	51
5.2.2.2	Versuchsgruppe BK ohne Tube	52
5.2.3	Gegenüberstellung der Bruchlastwerte	52
5.3	Analyse der Fraktur- und Verschleißmodi	55

5.3.1	Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“	56
5.3.2	Untersuchungsgruppe „Brücke“	59
5.4	Beurteilung der Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen	61
6	DISKUSSION	64
6.1	Fallauswahl	64
6.2	In-vitro-Studien	64
6.3	Materialauswahl und Herstellung der Prüfkörper	65
6.4	In-vitro-Alterung im Kausimulator	67
6.5	Bruchlastversuch nach Alterung	69
6.5.1	Bruchlastwerte	69
6.5.2	Versagensmodus	73
6.6	Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen der Implantatschultern	77
6.7	Empfehlungen zur klinischen Anwendung	77
7	SCHLUSSFOLGERUNGEN	79
8	ZUSAMMENFASSUNG	80
9	ANHANG	82
10	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	89
11	TABELLENVERZEICHNIS	93
12	LITERATURVERZEICHNIS	94
13	DANKSAGUNG	108
14	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	109

1 Einleitung

„No one should die with their teeth in a glass of water“ – Dieser etwas überspitzte Wunsch stammt von Per Ingvar Brånemark, dem Wegbereiter der modernen Implantologie, durch festsitzende Versorgungen auf Implantaten die Anwendung von herausnehmbarem Zahnersatz reduzieren zu können. Mittels Grundlagenforschung erkannte er das Potenzial titanhaltiger Legierungen, die mit umliegendem Knochen stabile Verbindungen eingehen. Brånemark begründete den Begriff der „Osseointegration“, der das Fundament für den chirurgischen Erfolg darstellt [1]. Darauf aufbauend entwickelten sich im Lauf der Jahre mannigfaltige Implantat-Konzepte bzw. -Systeme [2].

Heutzutage besteht ein weiterer Forschungsschwerpunkt darin, die chirurgischen Voraussetzungen für Zahnimplantationen zu erweitern. Möglichkeiten bieten verschiedene Methoden der Knochenaugmentation und ein adäquates Weichgewebemanagement, das auch unter anderem für eine ansprechende Ästhetik indiziert sein kann [3]. Gerade diese spielt für Patienten¹ insbesondere im Frontzahnbereich eine übergeordnete Rolle, von der sie einen Erfolg abhängig machen [3-5].

Zum anderen wird versucht, die prothetischen Komponenten, sprich die Suprakonstruktion, immer weiter zu verbessern. Hierbei legt man ein Augenmerk auf Funktion und Ästhetik. Zahlreiche neue Keramiken mit immer zahnähnlicheren und verbesserten lichteoptischen Eigenschaften wurden entwickelt, die erfolgreich in Kombination mit der CAD/CAM-Technologie anwendbar sind [6-9]. Gleichzeitig ist eine gute Passung und eine ausreichende Stabilität aller Bestandteile, die in Verbindung mit der Suprakonstruktion stehen, für den Langzeiterfolg unabdingbar [2, 9].

Drittens nimmt aber auch die Verbindung zwischen Implantatkörper und prothetischer Versorgung, das sog. Implantat-Abutment-Interface, wesentlichen Einfluss auf eine Langzeitstabilität [2, 10-12]. Dabei stellt sich die Frage, ob relativ simpel erscheinende Veränderungen an der Implantat-Abutment-Schnittstelle zu Verbesserungen führen können. Abutments weniger Hersteller reichen geometriebedingt tief in das Innere des Implantatkörpers hinein [13-16]. Dieser eventuell resultierende Stabilitätsmechanismus soll unter Berücksichtigung einer In-vitro-Alterung in der vorliegenden Studie für festsitzende Implantat-Versorgungen beleuchtet werden.

¹ Aus Gründen der Lesbarkeit wird im Folgenden ausschließlich die männliche Form verwendet. Diese soll jedoch zugleich die weibliche sowie diverse Form implizieren und stellt insofern keine Diskriminierung dar.

2 Literaturübersicht

2.1 Zahnverlust und seine Folgen

Zahnverlust spielt trotz immer besser werdender Prophylaxe- und Erhaltungsmaßnahmen bei vielen Patienten im Erwachsenenalter eine große Rolle. So eruierten Jordan et al. in ihrer Studie, dass ohne Berücksichtigung der Weisheitszähne Patienten im Erwachsenenalter zwischen 35 und 44 Jahren durchschnittlich 2,1 und jüngeren Senioren (65- bis 74-Jährige) 11,1 Zähne fehlen. Allgemein lässt sich die Tendenz erkennen, dass mit zunehmendem Alter die Anzahl der verlorenen Zähne stark ansteigt [17]. Bei Hull et al. werden Karies mit 37 % sowie Parodontitiden mit 29 % als Hauptgründe für Extraktionsentscheidungen genannt [18], wobei die Anzahl von Zahnentfernungen in Folge von Parodontalerkrankungen bei Patienten über 50 Jahren deutlich zunehmen [18, 19].

Fehlende Zähne führen erwiesenermaßen zu einer Beeinträchtigung der Lebensqualität [20]. Dazu zählen nicht nur eine Verringerung der Kaufähigkeit, Einschränkungen in Ästhetik oder Phonetik, sondern es kommt auch zu einer progredienten Knochenatrophie im zahnlosen Areal [1]. Durch unversorgte Lücken entwickeln sich meist weitere unerwünschte Bewegungen im Zahnbogen, von denen Kippungen, Elongationen oder ganze Zahnwanderungen zu erwähnen sind. Diese Veränderungen gehen mit Nischenbildung für Plaque einher. Um diesem „Circulus vitiosus“ vorzubeugen ist eine rechtzeitige und suffiziente prothetische Versorgung erstrebenswert [21]. Prothesen oder Brückenglieder bilden momentan den größten Anteil mit 96,6 % bei 35- bis 44-jährigen bzw. jüngeren Senioren mit 91,9 % in den Untersuchungen von Jordan et al. Dennoch verdreifachte sich der Anteil von implantatgetragenen Zahnersatz zwischen den Jahren von 2005 und 2014 in beiden Altersgruppen [17].

2.2 Implantatgetragener Zahnersatz

Implantatgetragener Zahnersatz stellt sich folglich als ein mögliches Konzept der prothetischen Versorgung bei Zahnverlust dar, das sich laut Deutscher Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (DGZMK) in der Zahnheilkunde mittlerweile etabliert hat und ein breites Indikationsspektrum bietet. Ihr Haupteinsatzgebiet erfahren Implantate am teilbezahnten Kiefer, wobei auch bei zahnlosen Kiefern Implantationen als unterstützendes Element zum Einsatz kommen. Klassische Einzelzahnimplantate werden dennoch am häufigsten mit 24,4 % inseriert [22, 23]. Implantate bringen nicht nur eine Pfeilervermehrung für prothetische Restaurationen mit sich, sondern ermöglichen des Weiteren eine Verankerung des Zahnersatzes

in zahnlosen Kiefern. Außerdem ist ein Erhalt der natürlichen Zahnhartsubstanz der Nachbarzähne gegeben und gleichzeitig wird die Gefahr eines möglichen Schwunds des Knochenniveaus nach Zahnverlusten reduziert [21].

Auch wenn in der Literatur einige Kontraindikationen genannt werden, sollte laut Diz et al. mehr auf das aktuelle (Behandlungs-)Stadium der Erkrankung geachtet werden als auf die Erkrankung an sich. Denn oftmals sind der funktionelle Nutzen und die Steigerung der Lebensqualität höher einzustufen als die Risiken [24].

Implantate zusammen mit deren Suprakonstruktionen objektiv als erfolgreich klassifizieren zu können, gestaltet sich schwierig [25], da Erfolg bzw. Misserfolg maßgeblich von den zuvor definierten Parametern beeinflusst wird [26]. Daher legte die „Italy Consensus Conference (sponsored by the International Congress of Oral Implantologists)“ bestimmte klinische Erfolgskriterien fest, zu denen beispielsweise der Grad an Knochenabbau, fehlende Mobilität, Schmerz- oder Entzündungsfreiheit zählen. Ausgehend davon erfolgt die Einteilung in „success“ (engl. für Erfolg), „survival“ (engl. für Überleben) und „failure“ (engl. für Versagen) von implantatgetragenen Zahnersatz. Meist wird in klinischen Studien die Überlebensrate angegeben, die lediglich das Vorhandensein eines Implantats in situ beschreibt. Ein Versagen geht mit herausgefallenen oder solchen Implantaten einher, die aufgrund klinischer Notwendigkeit explantiert werden sollten [25].

Das Überleben für implantatgestützte Einzelzahnkronen zeichnet sich studienübergreifend durch hohe Werte ab, die damit auch die Einsetzbarkeit und Verlässlichkeit in ihrer klinischen Anwendung suggerieren. Mangano et al. beispielsweise berichten eine vierjährige Überlebensrate von 98,4 % bzw. eine Erfolgsrate von 97,1 %. Getestet wurden in einer multizentrischen Studie 307 Einzelzahnversorgungen auf Implantaten [27]. Die Autorengruppe um Jung et al. beziffern in ihrem Review aus 26 Studien mit insgesamt 1558 Einzelzahnimplantaten die Überlebensrate nach fünf Jahren auf 96,8 % [28]. Auf einen ähnlichen Prozentsatz, nämlich 96,4 %, verweisen Muddugangadhar et. al in ihrer systematischen Übersichtsarbeit aus 63 pro- und retrospektiven Studien. Die Autoren kamen auf Fünf-Jahres-Überlebenswahrscheinlichkeiten für implantatgetragenen, festsitzenden Zahnersatz (engl. fixed dental prothesis (FDP)) und Hybridböcken von 94,5 bzw. 91,3 %. Sie verwiesen deswegen bei Therapieansätzen nach Möglichkeit zunächst auf Einzelzahnimplantate, bevor FDPs oder gar Hybridkonstruktionen zum Einsatz kommen [29]. Publikationen von Kwon et. al sowie Romeo et al. geben ebenfalls geringere Überlebensraten von Hybridkonstruktionen nach fünf bis zehn Jahren an [30, 31], dennoch können diese in

bestimmten Patientenfällen zum Erfolg führen, auch wenn nur wenig Literatur bezüglich langfristiger Prognosen über zehn Jahre vorliegen [30].

Pjetursson et al. errechneten 2004 in Metaanalysen, dass die fünfjährige Überlebensrate von implantatgetragenen Zahnersatz bei 95,0 % und nach zehn Jahren bei 86,7 % liegt. Gleichzeitig gaben aber nur 61,3 % der untersuchten Patienten nach fünf Jahren an, bisher ganz ohne Beschwerden in der Implantatregion ausgekommen zu sein [32, 33]. Schließlich müssen trotz hoher Überlebensraten mögliche Komplikationen und die daraus resultierenden Reparaturen bedacht werden [28, 30, 33].

Therapiealternativen sind ebenfalls möglich, die in der Regel preislich unter implantatgetragenen Zahnersatz liegen, aber auch mit geringerem Tragekomfort und mit Funktionseinschränkungen einhergehen. Je nach vorhandener Restbezahnung sind differentialtherapeutisch parodontalgetragene Brücken, Teilprothesen, teleskopierende Arbeiten oder bei Zahnlosigkeit eine herkömmliche Totalprothese zu nennen [21, 34].

2.3 Aufbau eines Implantats

Bereits um die Jahrtausendwende waren mehr als 1.300 Modifikationen verschiedenster Implantatsysteme erhältlich, die unter anderem in Form, Material, Abmessung, Gewinde, Implantat-Abutment-Interface, Grenzflächengeometrie und Oberflächeneigenschaften der Einzelteile differieren können. Trotz hersteller- und produktspezifischer Unterschiede bei den meisten Implantatsystemen lässt sich ein Grundmuster im Aufbau erkennen [2]. Dieses umfasst zwei Komponenten: einerseits den enossalen Implantatkörper und andererseits eine Suprakonstruktion, die aus einem Abutment und prothetischem Zahnersatz eine Einheit bilden. Die Struktur wurde in den 1960er-Jahren von Brånemark entwickelt und gilt damals wie heute als erfolgreiches Verfahren [35-37]. Vor allem wegen der Flexibilität der Abutment-Auswahl für die anschließende prothetische Versorgung sowie der Option der subgingivalen Einheilung zählt dieses Konzept momentan zum State of the Art [36, 37].

2.3.1 Implantatkörper

Implantatkörper lassen sich auf verschiedene Arten im oder auf dem Knochen befestigen: Die Idee der subperiostalen Implantate reicht in die 1930er-Jahre zurück und kam besonders zwischen 1950 und 1970 zur Anwendung. Dabei liegt das Implantatgerüst zwischen Knochen

und Periost der Knochenmorphologie folgend auf, ohne invasiv im Knochen verankert zu sein [1]. Subperiostale Implantatkörper bringen jedoch durch die großflächige Auflage am Knochen eine Fülle an Komplikation mit sich, die eine Entfernung nötig machen können. In der Literatur werden anhaltende, ausgedehnte Entzündungsreaktionen, Fistelbildungen, Implantatmobilitäten, Knochenatrophien oder freiliegende Implantatoberflächen als Folgen beschrieben [38, 39]. Während Yanase et al. 79 % als Zehn-Jahres-Überlebenswahrscheinlichkeit für subperiostale Implantate angeben, liegt diese fünf Jahre später nur noch bei 60 % [40]. Subperiostale Implantatkörper sind enossalen Implantaten daher in der Langzeitbeständigkeit deutlich unterlegen und werden nur mehr selten eingesetzt [38-40]. Allerdings stehen sie im Zuge neuer technischer Möglichkeiten heutzutage erneut im Interesse der Forschung. CT-Aufnahmen der Kiefer in Kombination mit der CAD/CAM-Technologie generieren passgenaue, subperiostale Implantatkörper, die bereits vereinzelt wieder klinische Anwendung fanden [41].

Demgegenüber stehen enossale Implantatkörper, die vom Knochen komplett umgeben sind. Die Entwickler dieses Behandlungskonzepts waren zunächst Linkow und danach Brånemark in den 1960er-Jahren, die mit dem zentralen Begriff der „Osseointegration“ eine neue Ära in der Implantologie einläuteten [1, 42]. Denn nun war es möglich, Erfolgsraten von über 95 % nach fünf und von rund 91 % nach 15 Jahren mithilfe von enossalen Implantaten aus Titan zu erhalten [42]. Der Begriff Osseointegration beschreibt einen organisierten Verbund aus vitalem Knochen und der Oberfläche eines inserierten Implantats, sodass dieses unbeweglich im Knochengewebe verankert ist und gleichzeitig den physiologischen Kaukräften Stand hält. [43, 44].

Die Osseointegration erreicht man nach wie vor mit Titan-Implantatkörpern, sodass Titan oder dessen Legierungen aufgrund des dokumentierten klinischen Erfolgs noch immer am häufigsten zur Anwendung kommen und als Goldstandard gelten. Durch die Biokompatibilität, die mechanischen Stabilitätswerte, die Korrosions- und Verschleißfestigkeit bieten sie optimale Materialeigenschaften. Weil heutzutage die ästhetischen Ansprüche gerade im Frontzahnbereich steigen und metallfreie Restaurationen von Patienten gefordert werden, stellen keramische Implantate eine Alternative dar. Sie zeigen eine ähnlich gute Osseointegration und verhindern eine mögliche Graufärbung der Schleimhaut. Die Bandbreite verwendbarer Keramiken ist groß [45-48], jedoch versprechen besonders Yttrium-stabilisierte, tetragonal-polykristalline Zirkoniumdioxide verbesserte mechanische Eigenschaften [49]. Hashim et al. berechneten aus 14 Artikeln eine einjährige Überlebensrate keramischer

Implantatkörper von 92 %, die teilweise großen Schwankungen obliegt. Der Einsatz dieses Materials ist also durchaus möglich, auch wenn bis dato nur wenige klinische Langzeitstudien vorliegen, sodass eventuell gehäuft ein Versagen dieser Implantatkonstruktionen auftreten könnte [50]. Titanfreie Legierungen, wie Gold- oder Cobalt-Chrom-Verbindungen, konnten sich wegen resultierender Gewebereaktionen und niedriger Erfolgsraten nicht durchsetzen, wohingegen Polymere zukünftig eine Alternative zu den bewährten Materialien darstellen könnten [46, 51].

Nachdem sich Blattimplantate nach Linkow, die eine möglichst große Oberfläche innerhalb des Knochens erzielen sollten, aufgrund nicht zufriedenstellender Erfolgsraten nicht bewähren konnten [1], haben sich wurzelförmige Implantate durchgesetzt. Die detaillierte Gestaltung dieser Implantatkörper bezüglich Gewinde, Muster, Oberflächen-, Halsgestaltung oder Geometrie ist außerordentlich vielfältig und variiert je nach Hersteller bzw. Modellart. Häufig sind jedoch zylinder- oder konusförmige, rotationssymmetrische Implantatkörper, bei denen die zervikalen Implantathälse herstellerspezifisch differieren [2].

Alle dentalen Implantate sollten nach Möglichkeit eine ankylotische Verbindung zwischen Knochengewebe und allogenem Material generieren, um so eine starre Verankerung im Knochen herbeizuführen. Neben den für die Zahnbeweglichkeit fehlenden Sharpey'schen Fasern sind folglich auch keine Rezeptoren des Parodontalligaments mehr vorhanden. Damit ist die Taktilität deutlich eingeschränkt und die Sensorik wird nur durch Osseoperzeption erfasst [34, 52]. Die Kaubelastung steigt bei Einzelzahnimplantaten wegen der fehlenden Regulationsmechanismen auf das Neunfache, bei schleimhautgetragenen, implantatgestützten Totalprothesen auf das Dreifache. Dadurch erhöhen sich die Anforderungen sowohl an die verwendeten Materialien als auch an die Knochenregion rund um das Implantat [52-54].

Des Weiteren kann unterschieden werden, ob das eingebrachte Implantat auf Höhe des Knochenniveaus endet oder erhöht ist. Im ersteren Fall spricht man von einem „Bone Level“-Implantat. Dies bietet in der Front besonders bei dünnen Gingivatypen ästhetische Vorteile und eignet sich zur geschlossenen Implantation. Das „Tissue Level“-Implantat überragt das Knochenniveau hingegen um einige Millimeter; dadurch bleibt die Gingiva ausgeformt. Mithilfe des „Tissue Level“-Implantats besteht also die Möglichkeit offen zu implantieren und somit einen ästhetisch ansprechenderen Gingivaverlauf zu erhalten. Gleichzeitig muss aber auch der Nachteil einer erhöhten Infektionsgefahr bedacht werden [55]. Lopez et al. sowie Kumar et al. fanden in retrospektiven Studien mit 150 bzw. 384 Implantaten heraus, dass sich

der periimplantäre Knochenverlust zwischen „Tissue Level“ und „Bone Level“ Implantaten aus klinischer Sicht nicht signifikant unterscheidet [56, 57].

Trotzdem gilt die Implantation bis zur Höhe des Knochenniveaus samt gedeckter Einheilung als sicherste Variante. Bei der offenen Vorgehensweise hingegen ist eine Vermeidung größerer Belastungen des Implantats während der Einheilphase durch provisorischen Zahnersatz für den Erfolg maßgeblich [34].

Hicking et al. überprüften in ihrer retrospektiven Studie anhand von knapp 6200 gesetzten Implantaten die Ausfallquote in Bezug auf sämtliche Parameter. Diese lag im Mittel bei etwa 2,9 %. Der Implantat-Durchmesser scheint aufgrund ähnlicher Überlebenswahrscheinlichkeiten nicht ins Gewicht zu fallen, wohingegen Implantate mit einer Länge von kleiner als 7 mm und einer Länge zwischen 11,1 und 13 mm eine fast doppelt so hohe Ausfallsrate zeigten wie solche zwischen 7 und 11 mm Länge. Ähnlich erhöht erweisen sich die Komplikationen im Oberkiefer-Frontzahnbereich [58]. Auch Chrcancovic et al. bestätigten in ihren retrospektiven Untersuchungen, dass Dimensionierung und Lokalisation der Implantate eine wichtige Rolle für den Erfolg spielen [59].

2.3.2 Suprakonstruktionen

2.3.2.1 Erfolgskriterien

Die erfolgreiche Implantation und die korrekt ausgewählte Therapieform samt einer den Herstellerangaben folgenden Verarbeitung der Materialien gelten als Grundvoraussetzungen für den Erfolg [34]. Es zeigt sich, wie wichtig das Urteilsvermögen gepaart mit den Fähigkeiten des jeweiligen Behandlers für den Erfolg ist. Insgesamt gesehen verwendeten die Zahnärzte mit den geringsten Ausfallraten modernste Implantatsysteme [59]. Der zentrale Aspekt für einen langfristigen, prothetischen Erfolg ist genauso wie in der konventionellen Prothetik die Funktionalität der Suprakonstruktion samt suffizienter Okklusion und Approximalkontaktgestaltung. Damit wird eine zu hohe Belastung des Implantatpfeilers vermieden, die Probleme im gesamten stomatognathen System verursachen kann. Dazu zählen zum Beispiel Periimplantitis, Knochenatrophie oder Kiefergelenkprobleme [9, 21, 34, 60, 61].

Die verwendeten Werkstoffe sind dauerhaft teils hohen Kaukräften ausgesetzt [53, 54, 62-64], sodass sie über ausreichende Stabilitätswerte verfügen müssen [34]. Insbesondere durch die bereits zuvor angesprochenen verringerten Taktilitätsmechanismen steigen die Kaukräfte auf implantatgetragene Suprakonstruktionen und damit in gleicher Weise auf die Abutments an

[52-54]. Dennoch unterscheiden sich die Maximalwerte hinsichtlich der Lokalisation am Kieferkamm: Während laut Padma et al. in der Molarenregion mittlere Maximalkräfte von 630 N wirken, schwächen sich diese Kräfte bei den Prämolaren im Mittel auf 375 N sowie bei den Inzisiven auf rund 259 N ab [62]. In Anbetracht dieser unterschiedlichen Werte sollte folglich die Lokalisation der Restauration berücksichtigt werden.

Genauso essenziell für einen erfolgreichen, komplikationslosen Verbleib ist die Verwendung biokompatibler Materialien [65]. Somit sollen durch den anhaltenden Kontakt zum menschlichen Gewebe weder Allergien, noch chronische Entzündungen oder gar toxische bzw. mutagene Reaktionen im umliegenden Gewebe hervorgerufen werden [66]. Außerdem sollte eine Korrosionsstabilität der eingesetzten Werkstoffe in der feuchten und ionenreichen Umgebung gewährleistet sein, da sich daraus verringerte Materialeigenschaften ergeben können [34, 67].

Von der Patientenseite aus spielt ein adäquates ästhetisches Erscheinungsbild, insbesondere im Oberkiefer-Frontzahnbereich, eine immer wichtigere Rolle [68, 69].

Bis die Implantate allerdings mit der definitiven prothetischen Suprakonstruktion versorgt werden können, müssen diese im Knochen einheilen. Dazu hat sich als bewährtes Konzept eine rund dreimonatige Wartezeit erwiesen, in der das Implantat nicht belastet werden soll. Bei vorangegangenen Knochentransplantationen ist ein Abwarten von bis zu neun Monate indiziert. Der Trend geht durch die verbesserten osseointegrativen Materialeigenschaften dahin, dass sich die Phase zwischen der Implantatinsertion und der Versorgung der definitiven Suprakonstruktion verkürzt [34, 70]. Sanz-Sanchez et al. verglichen anhand 37 Artikeln die Implantatverluste zwischen sofort – direkt nach der Implantation – und konventionell belasteten Restaurationen, wobei die Sofortbelastung mit einem höheren Implantatverlust verbunden ist [71].

Mögliche Versagensmuster von Implantatversorgungen werden in biologische und technische Komplikationen eingeteilt. Biologische Problematiken umfassen die Periimplantitis sowie Weichgewebsschwellungen und Knochentrophien. Häufiger hat der Kliniker technische Problematiken zu erwarten. Hierbei können Frakturen des Verblendmaterials (z. B. Chipping oder Keramikfrakturen), Schraubenlockerungen bzw. -frakturen, Brüche in der Abutment-Struktur, adhäsives Versagen oder Retentionsverluste auftreten. Deutlich seltener, aber nicht außer Acht zu lassen sind Frakturen des Implantatkörpers. Meist erstrecken sich Studien über einen Zeitraum von weniger als zehn Jahren, sodass weitere Erkenntnisse hinsichtlich der Versagensmuster über diesen Zeitraum hinaus noch gesammelt und eingeordnet werden

müssen [32, 33, 72]. Schließlich sind trotz hoher Überlebensraten mögliche Komplikationen und die daraus resultierenden Reparaturen zu bedenken [28, 30, 33].

2.3.2.2 Einteilung der Suprakonstruktionen

Bei Zahnersatz in Kombination mit Implantaten ergeben sich analog zum herkömmlichen Zahnersatz herausnehmbare und festsitzende Behandlungsmöglichkeiten. Entsprechend der Restbezahnung ergibt sich die Therapie der Wahl, wobei die Umsetzbarkeit und die einzelnen Patientenwünsche im Hinterkopf behalten werden sollen.

Die Bandbreite für herausnehmbare Versorgungen ist groß: So lassen sich auf Implantatpfeilern verschiedenste Verankerungselemente verwenden, angefangen von Locatoren oder Kugelhköpfen über Stege und Magnete bis hin zu Teleskopkronen, die dann die Basis für die entsprechende abnehmbare Sekundärrestauration bilden. Indiziert sind diese im zahnlosen Kiefer oder im stark reduzierten Restgebiss. Allgemein gilt es jedoch bereits vor der Implantation Vor- und Nachteile abzuwägen, die Anzahl und Position mittels „Backward-Planning“ zu eruieren und schließlich ein synoptisches Behandlungskonzept zu erstellen [36, 73].

Festsitzend können Restaurationen über Einzelzahnimplantate oder implantatgetragene (Extensions-)Brücken verankert werden, die entweder verschraubt oder zementiert werden können (vgl. „2.3.2.6 Befestigungsmodus“). Außerdem können noch Hybridbrücken aufgeführt werden, die aus einer Verbindung zwischen Zahn und Implantat als Pfeiler bestehen [29, 32, 73]. Hybridbrücken sowie Freidendbrücken zeigen geringere Erfolgsraten, sodass rein parodontalgetragene Brücken, Einzelzahnimplantate oder ausschließlich implantatgestützte Versorgungen (FDPs) nach Möglichkeit zu bevorzugen sind [32].

Festsitzende Suprakonstruktionen lassen sich entweder konventionell oder digital anfertigen. Dabei werden die herkömmlichen Guss-, Press- oder Keramiksicht-Verfahren immer mehr von der digitalen CAD/CAM-Technologie abgelöst [36]. Mithilfe dieses Fertigsweges kann die Palette der Werkstoffe, vor allem von Dentalkeramiken, samt verbesserten Materialeigenschaften deutlich erweitert werden [74].

Obwohl nur wenige klinische Langzeituntersuchungen über den Zeitraum von fünf Jahren hinaus existieren [75, 76], erscheinen nach Patzelt et al. die Ergebnisse von implantatgetragenen, CAD/CAM-gefertigten Restaurationen vielversprechend. Sie geben in ihrem systematischen Review Überlebensraten von 92 bis 100 % für Einzelzahnkronen und

FDPs an, wobei die Beobachtungsspanne zwischen einem und zehn Jahren lag [76]. Kapos und Evans verglichen konventionelle und CAD/CAM-gefertigte Fertigungswege bei implantatunterstütztem Einzelzahnersatz. Dabei stellten sie ähnliche Überlebensraten fest [75].

2.3.2.3 Abutment

Im Allgemeinen ist das Abutment auch unter den deutschen Begriffen „Distanzhülse“ oder „Prothetikpfosten“ bekannt. Es bildet die entscheidende Schnittstelle zwischen der oral liegenden prothetischen Versorgung und dem im Knochen inserierten Implantatkörper. Dieses Aufbauteil leitet die eintreffenden Kaukräfte an das Implantat weiter, das dann wiederum die Kräfte an den umliegenden Knochen abgibt. Gleichzeitig tangiert das Abutment die periimplantären Weichgewebsstrukturen [74].

Auch für die Implantatprothetik verwendet man gewöhnlich dieselben Werkstoffe wie in der klassischen Prothetik [34]; durchgesetzt haben sich Abutments aus Titan und diversen Keramiken [77-80].

Gerade wegen der hervorragenden mechanischen Festigkeit und Biokompatibilität hat sich Titan bewährt [81, 82]. Gerade bei dünnen Gingivatypen erweisen sich das bläuliche Durchschimmern der Metallfarbe durch die Gingiva sowie die fehlende Transluzenz im Bereich der Zahnkrone allerdings als Nachteil, da sich dies negativ auf die Ästhetik der Restauration auswirkt [49, 80]. Um diesem Phänomen entgegenzusteuern, wurden keramische Abutments entwickelt, wovon insbesondere dicht gesinterte hochreine Aluminiumoxidkeramiken sowie Yttriumoxid-stabilisierte tetragonale Zirkoniumdioxid-Keramiken als am erfolgversprechendsten gelten [49].

Sailer et al. verglichen in einer pro- und retrospektiven Studie die Fünf-Jahres-Überlebensrate von Keramik- und Metallabutments. Sie errechneten für keramische Abutments einen Prozentsatz von 99,1 und für solche aus Titan einen Prozentsatz von 97,1. Technische Komplikationen kamen bei beiden Gruppen doppelt so häufig vor wie biologische. Ästhetische Problematiken traten dagegen vermehrt bei Titan-Abutments auf [80]. Eklfeldt et al. ermittelten eine hohe Patientenzufriedenheit bei Keramik-Abutments hinsichtlich ästhetischer und funktioneller Aspekte zehn Jahre nach der Implantatinserterion. 29 von 30 Einzelzahnrestorationen überlebten dieses Zeitfenster [83].

Sowohl Titan- als auch Zirkonkeramik-Abutments grenzen sich dahingehend von anderen Werkstoffen ab, dass sie mit dem umliegenden Bindegewebe eine mukosale Kontaktzone

ausbilden können [84]. Zirkon- und Titanabutments ähneln sich klinisch in Bezug auf die Rezessionsentstehung sowie alveolären Knochenverlust laut Mokhtar et al., sodass hinsichtlich dieses Kriteriums keine Empfehlung für ein bestimmtes Material ausgesprochen werden kann [85].

Abutments können ähnlich zu den Suprakonstruktionen sowohl konventionell mittels Press- oder Gießtechnik oder auch CAD/CAM-unterstützt angefertigt werden [77]. In einer In-vitro-Studie von Fernandez et al. wurden Abutments aus Cobalt-Chrom-Legierungen auf drei verschiedene Arten angefertigt: per Sinterung, Fräsung (CAD/CAM) und Guss. Gefräste Abutments weisen die glattesten Oberflächen mit einem mittleren Rauheitsparameter von 29 µm auf, gefolgt von gegossenen mit 98 µm. Das Schlusslicht bilden die gesinterten Abutments mit 115 µm. Darüber hinaus wurde eine Korrelation zwischen der Oberflächenrauheit und der Ausprägung des Mikropaltes deutlich, der bei ansteigendem Rauigkeitsparameter zunimmt [86]. Minimale Fehlpassungen zeigen sich daher auch bei zweiteiligen Systemen zwischen Implantat und Abutment. Als klinisch üblich betrachten Pereira et al. vertikale Fehlpassungen, die sich über weniger als 100 µm erstrecken. Die Autoren sehen die Ungenauigkeiten als eine Folge des technischen Herstellungswegs sowie der dabei verwendeten Materialien. Allerdings gehen aus materialtechnischer Sicht Titanlegierungen mit geringeren Fehlpassungen einher [87]. Gleichzeitig scheinen CAD/CAM-gefertigte Sekundärteile an der Implantat-Abutment-Schnittstelle im Vergleich zu konventionell hergestellten Teilen weniger vertikale Ungenauigkeiten aufzuweisen [88].

Abutments sind in herstellerepezifischen Größen, Formen oder Angulationen bereits vorgefertigt verfügbar, werden jedoch mehr und mehr durch individualisierte Abutments ersetzt. Diese sind hauptsächlich CAD/CAM-gefertigt und vereinen zahlreiche Vorteile für Patient und Zahnarzt. So lassen sich die Achsenneigung, Formgestaltung und die Dimension der Abutments individuell an die gegebene Situation anpassen. Gleichzeitig wird unter ästhetischen Gesichtspunkten ein verbessertes Emergenzprofil gestaltet und der Präparationsrand, sprich der Übergang zur Suprastruktur, liegt isogingival oder nur minimal intrasulkulär, wodurch die Zemententfernung deutlich vereinfacht wird [77, 89-91]. Aufgrund dieser Entwicklungen nimmt die Anzahl der Hersteller zusammen mit ihren Produktpaletten stetig zu, womit sich zahlreiche Auswahlmöglichkeiten für den Kliniker und Zahntechniker ergeben [77].

Abutments aus Zirkonoxidkeramik können einerseits einteilig monolithisch angewendet werden, andererseits zweiteilig mit einer sog. Mesostruktur. Hier bildet eine metallische

Zwischenstruktur die Grundlage, die von einer extraoral adhäsiv befestigten Zirkonoxid- oder Lithiumdisilikat-Keramik verstärkt wird. Diese wird im Anschluss im Mund verschraubt, bevor darauf eine Suprakonstruktion zementiert wird; hierbei spricht man von einem sog. Hybrid-Abutment [92-94]. Stimmelmayer et al. kamen in ihrer In-vitro-Studie auf ähnliche Festigkeitswerte zwischen Hybridabutmentkronen sowie solchen mit Titanbasen in Kombination mit Hybrid-Abutments. Kronen auf einteiligen Zirkonoxid-Abutments schnitten dagegen bezüglich ihrer Belastbarkeit signifikant schlechter ab [92]. Als Material für die Überkronung des Hybrid-Abutments erreichen sowohl monolithische Lithiumdisilikat-, Zirkonoxid- als auch polymerinfiltrierte Keramiken gute Stabilitätswerte [95].

2.3.2.4 Hybridabutmentkronen

Hybridabutmentkronen bilden gewissermaßen eine Sonderform, da sie aus einer konfektionierten Titanklebebasis und einer darauf adhäsiv befestigten, monolithischen Einzelzahnkrone bestehen. Dieser wird daraufhin im Gesamten intraoral auf dem Implantatkörper verschraubt.

Die Nomenklatur dieses Komplexes ist jedoch (noch) nicht eindeutig. Literaturabhängig wird dieser als „Abutmentkrone“ [94, 96], „Hybridkrone [97]“ oder „Hybridabutmentkrone“ [98, 99] bezeichnet. In der vorliegenden Arbeit wird im weiteren Verlauf von Hybridabutmentkronen bzw. Hybridabutmentbrücken gesprochen. Dies ist schlüssig, da einerseits das Vorhandensein einer Mesostruktur aus Titan und Keramik durch das Wort „Hybrid“ herausgestellt werden soll. Andererseits könnte in absehbarer Zeit das Verfahren für Brücken eingesetzt werden. Die Begrifflichkeit „Hybridbrücke“ wird bereits in einem anderen Zusammenhang gebraucht, nämlich einer Brückenverbindung aus Zahn und Implantat.

Im Zusammenhang mit einem intraoperativen Scan gleich im Anschluss an die Implantation bieten diese Kronen als sog. Münchener Implantatkonzept die Möglichkeit, innerhalb von zwei Behandlungssitzungen implantatgetragenen Einzelzahnersatz komplett im digitalen Workflow ohne physisches Modell zu erhalten [36, 74, 79, 93, 100]. Joda et al. wiesen 2017 in einer prospektiven Studie auf den Erfolg dieser Therapiemöglichkeit hin, nachdem die dreijährige Überlebensrate von 50 Hybridabutmentkronen ohne technische oder biologische Komplikationen bei 100 % lag [79]. Klinische Langzeiterfahrungen darüber hinaus sind bis jetzt noch nicht verfügbar. Die Eingliederung der Versorgung wird durch die Implantatachse und die Einschubrichtung in Relation zu den Nachbarzähnen im Bereich der

Approximalkontakte eingeschränkt. Allerdings wird dafür die Problematik mit überschüssigen Zementresten vermieden [98].

Als Suprastruktur sind bei der modellfreien CAD/CAM-Herstellung theoretisch sämtliche monolithisch verarbeitbare Materialien denkbar. Lithiumdisilikat- oder Zirkonoxidkeramiken finden dabei vorwiegend Anwendung [94, 96, 98, 100, 101]. Allerdings besteht hier noch zu wenig klinische Evidenz, insbesondere für monolithische Hybridabutmentkronen aus hoch festem Zirkonoxid. Hier sollte sich die Frage nach dem schwächsten Punkt bei einem eventuellen Versagen stellen.

2.3.2.5 Abutmentschraube

Die Abutmentschraube soll eine stabile und gleichzeitig durch den Behandler reversible Verbindung zwischen dem Implantatkörper und dem Abutment gewährleisten, die möglichst nicht durch exogene Faktoren gelöst werden soll [36, 102].

Um dies zu erreichen, wird gefordert, das vom Hersteller angegebene Anzugsdrehmoment anzuwenden, da eine Erhöhung bzw. Verringerung davon die Komplikationsrate steigern kann [103, 104]. Dazu testeten Quek et al. Anzugsdrehmomente mit Abweichungen von 20 % zum empfohlenen Drehmoment von vier verschiedenen Implantatsystemen, sodass es gehäuft zu Unregelmäßigkeiten in Form von mechanischen Komplikationen kam [104]. Dabei variieren die Befestigungsdrehmomente von Hersteller zu Hersteller und liegen im Bereich zwischen 10 und 45 Ncm [13, 102, 104-107]. Barcellos et al. gingen in einer In-vitro-Untersuchung darauf ein, wie bei verblockten Restaurationen mit mehr zu verschraubenden Abutments die Eigenspannung beeinflusst wird, wenn man die Reihenfolge der Verschraubung ändert. Die Autoren verwendeten festsitzenden implantatgetragenen Zahnersatz mit fünf Abutments und stellten vernachlässigbare Auswirkungen auf die Eigenspannungen fest [106].

Des Weiteren ist zu erwähnen, dass die Vorspannkraft einer Implantat-Abutment-Verbindung von dem Anzugsdrehmoment und dem Winkel des Schraubenkopfes, nicht aber von der Gewindeanzahl abhängt [108].

Schraubenlockerungen gründen sich oftmals auf dem sog. „Settling Effect“, der einen Verlust der Vorspannung nach Anziehen der Schraube beschreibt. Zustande kommt dieses Phänomen, weil die Mikrorauigkeit der beiden Komponenten verhindert, dass sie einander auf ganzer Oberfläche vollständig berühren. Die einzelnen Kontaktstellen verflachen durch den hochkonzentrierten Druck, sodass danach eine Mikrobewegung in die entgegengesetzte

Einschraubrichtung resultiert und die Vorspannung abnimmt [109]. Der Effekt ist umso stärker, je höher die Rauigkeitswerte der verschraubten Komponenten sind [110]. Das Phänomen kann dadurch reduziert werden, dass die Implantatschrauben etwa zehn Minuten nach dem erstmaligen Festziehen routinemäßig erneut auf das gleiche Drehmoment nachgezogen werden [109, 110].

Nachdem auch vereinzelt goldhaltige Schrauben eingesetzt wurden, konnten sich diese allerdings aus materialtechnischer Sicht gegenüber titanhaltigen nicht behaupten. Schrauben aus Titan zählen heute zum State of the Art [102, 104, 105]. Große Variabilität von Hersteller zu Hersteller zeigt sich allerdings im Schraubendesign [2, 74, 77, 105]. Die Geometrie des Kopfes der Abutmentschraube beeinflusst das Lösedrehmoment und die Belastungsfähigkeit der Verbindung. So zeigen doppel-konische Schrauben nach In-vitro-Belastung ein höheres aufzubringendes Lösedrehmoment als einfache konische Schrauben und diese ein höheres als sog. Flachkopfschrauben [105]. Ein konischer Schraubensitz verringert laut Schweiger und Kieschnick die Häufigkeit von Schraubenlockerungen [74].

Hinsichtlich der Schraubenlänge erkannten Lee und Cha, dass kürzere Schrauben in vitro vergleichbar stabile Ergebnisse in Bezug auf die Belastbarkeit erreichen wie längere. Allerdings postulierten sie eine Gewindelänge von 1,4 mm mit 3,5 Gewindegängen, als Mindestanforderung für eine gelingende Implantat-Abutment-Verbindung [111]. Genauso erkennen Kim et al. keinen Zusammenhang zwischen der maximalen Bruch- bzw. Spitzenbelastung und der Schraubenlänge auf verschraubten Abutments. Ihnen zufolge ist es sogar möglich, frakturierte Schraubenteile im Implantatkörper zu belassen und die Verbindung mittels kürzerer Schrauben erneut zu befestigen [107].

2.3.2.6 Befestigungsmodus

Ob implantatgestützte Versorgungen zementiert oder verschraubt eingesetzt werden sollen, ist in der Implantatprothetik ein viel diskutiertes Thema, da für beide Varianten verschiedene Argumente sprechen. Die Begrifflichkeit „verschraubt“ meint, dass die Suprakonstruktion mit dem Abutment im Zahntechniklabor adhäsiv befestigt wird. Anschließend wird diese Einheit unter einem definierten Drehmoment intraoral festgeschraubt [96]. Dadurch gestaltet sich die Abnahme der Suprakonstruktion nach möglichen Komplikationen einfacher [112] und Reste des Verklebungsprozesses können während des Verklebungsvorganges problemlos bereits im Labor entfernt werden. Auch wenn die Herstellung aufwändig ist, ergeben sich entlang der

periimplantären Region bessere ästhetische Ergebnisse [36, 113]. Allerdings empfehlen Chee et al. diese Methode nur bei Einzelzahnkronen, da bei mehreren Implantaten die Einschubrichtung der Implantate selten exakt parallel ist, sodass ein spannungsfreier Sitz nicht gewährleistet ist [114].

Bei der „zementierten“ Methode wird das Abutment zunächst intraoral verschraubt, bevor das Sekundärteil darauf ebenfalls intraoral zementiert wird [96]. Dies bedingt, dass bei Beschädigungen, zum Beispiel bei Schraubenlockerungen, die Abnahme weniger vorhersehbar ist und die gesamte Konstruktion eventuell erneuert werden muss. Als weiterer Nachteil wird aufgeführt, dass Zementreste nach der Verklebung aufgrund der oftmals subgingivalen Lage schlecht entfernt werden können [36, 101]. Ab einer Zementfugentiefe von zwei Millimetern unterhalb des Gingivaniveaus, sind die Reste nicht mehr adäquat entfernbar [101]. Diese Überschüsse führen zu einer erhöhten Bakterienflora in der betroffenen Region [115] und steigern damit das Periimplantitis-Risiko [116]. Dennoch verbessern sich die Materialeigenschaften sowie die Ästhetik ohne den Schraubenzugangskanal im Sekundärteil. Eventuelle leichte Passungenauigkeiten können durch den Zementfilm kompensiert werden [36]. Verschiedene definitive Befestigungszemente führen laut Rues et al. zu keinen signifikanten Veränderungen der Dezementierungskräfte. Werden jedoch die Abutments verlängert, führt dies zu höheren Abzugskräften, die aufgebracht werden müssen [117].

Vergleicht man nun anhand Fünf-Jahres-Überlebensraten klinisch beide Varianten, wie in einem systematischen Review von Sailer et al. für Einzelzahnkronen beschrieben, so ergeben sich ähnlich hohe Überlebensraten für beide Befestigungsmodi. Zementierte Konstruktionen zeigen mehr biologische Komplikationen, zu denen Periimplantitis, Knochenabbau oder Implantatverlust zählen, verschraubte hingegen erleiden mehr technische Defekte [112]. Hier sind Schraubenlockerungen, Dezementierungen und Keramikfrakturen in absteigender Häufigkeit zu nennen. Auch Sherif et al. erkannten in ihrer Studie im Zuge der Kriterien Erfolg und Überleben keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Methoden [118].

2.4 Implantat-Abutment-Verbindung

Die Schnittstelle zwischen Implantat und Abutment rückt in der aktuellen Forschung immer näher in den Mittelpunkt, weil sich diese Verbindungen nicht nur mechanisch, sondern gerade auch biologisch auf die periimplantären Strukturen samt Knochenniveau auswirken [15, 36]. Es ist mittlerweile unbestritten, dass durch die Schnittstellengeometrie Einfluss auf die

Spannungs- und Dehnungsübertragung auf das umliegende Gewebe genommen werden kann [119].

Einteilige Implantatsysteme sind meist aus Zirkonoxid gefertigt am Markt erhältlich, bei denen Implantatkörper und Abutment aus einem Block bestehen und infolgedessen keine Nahtstelle zwischen den beiden Komponenten vorliegt. Bessere klinische Ergebnisse bezüglich Ästhetik, Überlebensrate oder Knochenschwund sind anhand von Studien allerdings nicht zu verzeichnen [120, 121], sodass sich diese bisher nicht gegen zweiteilige Systeme durchgesetzt haben [2], die eine Vielzahl an prothetischen Therapiemöglichkeiten und eine geschlossene, subgingivale Einheilung garantieren [36]. Grob lassen sich die Verbindungsarten trotz diverser Herstellermodifikationen in extern bzw. intern sowie in konisch bzw. „butt joint“ einteilen, worauf in den folgenden beiden Unterpunkten näher eingegangen wird.

2.4.1 Interne versus externe Implantat-Abutment-Verbindung

Implantat-Abutment-Verbindungen können in interne und externe Verbindungen klassifiziert werden. Externe Verbindungen weisen einen Vorsprung außerhalb des Implantatkörpers auf, sodass Fügeflächen der Komponenten im Bereich der Implantatschulter zu finden sind. Das interne Design hingegen zeichnet sich durch eine intrainplantäre Schnittstelle zwischen Implantat und Abutment aus, ist also in den Implantatkörper eingelassen [16, 36]. Beide Möglichkeiten haben sich laut Literatur bereits bewährt und zeigen hinsichtlich mechanischer, biologischer und ästhetischer Gesichtspunkte zufriedenstellende Erfolgsraten [122]. Die ersten von Brånemark entwickelten Implantate beinhalteten Außenverbindungen mit hexagonaler Geometrie. Daraus entwickelten sich viele herstellersistenspezifische Modifikationen, die jeweils spezielle Geometrien, Ausdehnungen, Längen oder Konizitäten beinhalten [16].

Eine Umfrage unter praktizierenden Zahnärzten ergab, dass beide Systeme im Moment etwa gleich häufig verwendet werden, wobei interne Verbindungsarten für zukunftssträchtiger gehalten werden. Dies geht aus einer subjektiven Wahrnehmung der Umfrageteilnehmer hervor, die mit Innenverbindungen eine einfachere Anwendung sowie bessere Ergebnisse am Patienten assoziieren [123].

Externe Implantat-Abutment-Designs scheinen eine höhere Anzahl an Schraubenlockerungen hervorzurufen [103]. Außerdem liefert die Stabilität des Implantat-Abutment-Komplexes sowohl bei Titan- als auch bei Zirkonabutments in In-vitro-Untersuchungen signifikant höhere Werte, wenn interne Verbindungen vorliegen [124-126].

Stellt man den Drehmomentverlust nach künstlicher Alterung von externen und internen Verbindungsarten gegenüber, ähneln sich die Einbußen sowohl bei individuellen Zirkonoxid- als auch bei vorgefertigten Titan-Abutments. Somit spielte das Design der Schnittstelle in dieser Hinsicht keine Rolle [127]. Dennoch waren Verschleiß des Materials im Schnittstellenbereich sowie Formveränderungen am Rotationsschutz bei beiden Varianten zu erkennen [128-130].

Lemos et al. verglichen in einem systemischen Review bei 530 Patienten insgesamt 461 externe und 628 interne Implantate miteinander. Auch dort konnte kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Implantat-Überlebens- und -Komplikationsrate festgestellt werden. Da allerdings ein geringerer marginaler Knochenabbau bei Innenverbindungen vorlag, sprachen die Autoren eine Präferenz für solche Systeme aus [131]. Außerdem tritt bei internen Implantat-Abutment-Designs eine geringere Rotationsfreiheit zwischen den beiden Komponenten auf, die sich als wichtiger Faktor für die Gesamtstabilität darstellt [127].

Eingeklemmtes Gewebe, das sich im Zuge einer subgingivalen Verschraubung zwischen Implantatkörper und Abutment befinden kann, wirkt sich bei konischen Verbindungen negativ auf die Stabilität der Verbindung aus. Dies machten die Autoren Zeno et al. in vitro anhand eines verringerten Ausdrehmoments der Schraube fest: je dicker das eingequetschte Gewebe, desto niedriger war das entsprechende Drehmoment. Allerdings sind Innenverbindungen aufgrund ihres Designs weniger stark von solchen Einschlüssen betroffen [132].

Wägt man die Vor- und Nachteile dieses Kapitels ab, so sind im Allgemeinen interne Verbindungen gegenüber externen vorzuziehen.

2.4.2 Konus-Verbindung versus „butt joint“-Verbindung

Ein weiteres entscheidendes Einteilungskriterium von Implantat-Abutment-Designs ist das Vorhandensein einer konischen Verbindung, bei der die zueinander konischen Oberflächen in ihren passiven Sitz hineingleiten und dadurch einen „spaltfreien“ Kontakt gewährleisten. Demgegenüber unterscheidet man die sog. „butt joint“-Verbindung, die in der deutschen Literatur manchmal als „Stoßverbindung“ oder „Flach-zu-flach-Verbindung“ aufgeführt wird. Dort sitzen beide Komponenten durch parallel angeordnete Fügeflächen aneinander auf [16, 36].

Beide Varianten weisen eine ausreichende Stabilität gegenüber intraoralen Belastungen und Biegekräften auf und verhalten sich hinsichtlich ihrer Überlebens- sowie Erfolgsrate in etwa analog. Dennoch deuten Übersichtsarbeiten an, dass konische Verbindungen bessere

Eigenschaften in puncto Widerstandsfähigkeit bei Belastung, Stabilität und Passform zeigen. Noch dazu verzeichnen sie nach künstlicher Alterung ein höheres Ausdrehmoment. Aus diesen Gründen bieten immer mehr Hersteller konische Systeme an, die mit der über Jahre hinweg bewährten „butt joint“-Verbindung um die Vormachtstellung konkurriert [119, 133]. Trotzdem werden laut Hagiwara und Carr „butt joint“-Verbindungen mit 54 % immer noch etwas öfter am Patienten benutzt [123]. Zu beachten ist bei konischen Verbindungen jedoch auch die Gefahr einer Sprengwirkung wegen der dünner auslaufenden Implantatschulter [134, 135].

Wie bereits erwähnt besitzt das Design der Komponenten einen entscheidenden Einfluss auf das Spannungsverhalten im umliegenden Knochen. Ein konisches Implantat kann einer höheren axialen Belastung standhalten, weil sich laut Hansson die Scherbeanspruchung der Grenzfläche reduziert und in weiter apikale Bereiche des Implantatkörpers verlagert [15]. Ferner attestiert nicht nur diese Studie konischen Verbindungen einen geringeren marginalen Knochenabbau im periimplantären Bereich [15, 119, 133].

Interessant erscheint auch die In-vitro-Studie von Siadat et al., die unter einem anderen Blickwinkel interne konische Abutment-Designs gegenüber externen und internen „butt joint“-Verbindungen im Vorteil sieht. Die Autoren untersuchten visuell die Passung des Abutments auf einem Implantat. Dabei wurden die Komponenten bis zu sieben Millimeter unterhalb einer simulierten Gingiva verschraubt. Es zeigte sich eine bessere Passung bei internen konischen Verbindungen [136].

Steinebrunner et al. untersuchten in einer In-vitro-Studie Implantatsysteme von sechs verschiedenen Herstellern auf ihre Bruchfestigkeit. Dabei kamen „butt joint“- und Konus-Verbindungen zur Anwendung, die teils mit externen, teils mit internen Verbindungen versehen waren. Vier der sechs Versuchsgruppen zeigten ähnliche Bruchlastwerte sowie eine ähnliche Komplikationsrate während der Kausimulation. Auffallend jedoch war die Belastungsfähigkeit der zwei Systeme mit internen zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen und Nut-Nocken-Geometrie als Rotationsschutz. Diese hielten sowohl vor als auch nach künstlicher Alterung deutlich höheren Belastungen stand, die den anderen Versuchsgruppen im Mittel um mindestens 500 N überlegen waren. Im Gegensatz zu den übrigen vier Versuchsgruppen versagte während der Kausimulation kein Prüfkörper [13].

Da der Großteil der Implantatsysteme zweiteilig aufgebaut ist, kommt es zwischen den Oberflächen der beiden Komponenten zu Spalt- und Hohlräumen. Aufgrund der geringen Dimensionierung spricht man hierbei von Mikrospalten (engl. „microgap“), die als Undichtigkeiten (engl. „microleakage“) eine Eintrittspforte für Bakterien darstellen können

[36]. Untersuchungen haben gezeigt, dass solche Mikrospalten entlang der Fügeflächen nicht nur bei „butt joint“-, sondern auch bei „Konus“-Verbindungen auftreten und sich die Stärke der Kaukraft ebenfalls progredient auf die Spaltenbildung auswirken kann. Weitere Hohlräume finden sich unterhalb der Abutmentschraubenspitze und innerhalb des Gewindegangs [129, 137]. Diese Morphologie bildet die Grundlage für eine bakterielle Kolonisation und unter Umständen für eine Ausbildung eines Biofilms, zumal sich eine regelmäßige Reinigung der verschraubten Einzelteile sowohl für den Patienten als auch für den Zahnarzt als schwierig bis unmöglich darstellt. Infolgedessen können sich die Mikrobiota ungestört in diesen feuchten, warmen Milieus vermehren, sodass sich davon ausgehend eine Periimplantitis entwickeln kann [36, 72, 138]. Insgesamt betrachtet lässt sich ein Eintritt von Bakterien in Gänge nicht verhindern [209]. Dennoch sieht die Mehrzahl der Autoren in Bezug auf den mikrobiellen Befall die Vorteile bei konischen Implantat-Abutment-Systemen, da diese eine höhere Dichtigkeit zwischen den Fügeflächen generieren und damit die Eintrittspforte für Bakterien verkleinern [63, 86, 126, 164].

2.4.3 Rotationsschutz

Bei externen „butt joint“-Verbindungen bedingt die Geometrie meist den Rotationsschutz der Verbindung. Wenn auch eine hexagonale Geometrie gehäuft vorkommt, sind durchaus weitere polygonale Modifikationen, sprich trianguläre, quadratische oder oktagonale Varianten, möglich [16, 36, 103].

Analog dazu sind rotationsgesicherte, polygonale Innenverbindungen erhältlich, jedoch besteht hier des Weiteren die Möglichkeit, einen Schutz gegen Verdrehen mittels korrespondierenden Nut-Nocken-Prinzips oder interner Gewindegänge zu erlangen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei dem überwiegenden Anteil der Systeme ein Rotationsschutz vorhanden ist [36, 103].

Semper et al. untersuchten die Rotationsfreiheitsgrade verschiedener Implantatsysteme. Dabei erkannten sie, dass polygonale Geometrien zweidimensional höhere Rotationsfreiheitsgrade besitzen als solche mit Nut-Nocken-Prinzip. Folglich ist bei Zweitgenanntem eine idealere Positionierung möglich. Um die bestmögliche Genauigkeit zu erhalten, sollen das Spiel der beiden Komponenten minimiert, der Abstand zur Rotationsachse maximiert und standardisierte Fertigungstoleranzen festgelegt werden [139, 140].

2.4.4 Implantatsysteme der Firma Camlog

Seit der Markteinführung im Jahr 1999 unterliegen CAMLOG®-Implantatsysteme einer stetigen Weiterentwicklung, sodass das Unternehmen Camlog (CAMLOG Vertriebs GmbH, Wimsheim, Deutschland) mit mittlerweile mehr als zwei Millionen inserierten Implantaten weltweit zu den führenden Implantatherstellern zählt [141].

Derzeit befinden sich zwei etablierte Titan-Schraubenimplantate mit breitem Indikationsspektrum am Markt, die bereits lange Zeit erhältlich sind und ausgehend von zahlreichen Studien gut klinisch dokumentiert sind: das klassische CAMLOG®-System und das seit 2011 erhältliche CONELOG®-System. In der Außengeometrie sind beide Varianten identisch, charakterisiert durch eine schwach konische, selbstschneidende Schraube mit zylindrischem Hals [141-143]. Lediglich die Konfiguration der Innengeometrie unterscheidet sich und ist beim CAMLOG®-System als „butt joint“-Verbindung mit der patentierten Tube-in-Tube™-Implantat-Abutment-Verbindung gestaltet. Dieser 5,4 mm tiefe „Tube“ (dt.: Röhre) des Abutments, dessen Durchmesser sich nach 1,9 mm verkleinert, soll eine gute Kraftverteilung und folglich eine höhere Stabilität gewährleisten [141, 142]. Auch Untersuchungen von Steinebrunner et al. bestätigten diese Annahme einer erhöhten Ermüdungsbelastung [13]. Außerdem bietet die CAMLOG®-Modifikation eine spezielle herstellerseitig entwickelte Rotationssicherung in Form eines Nut-Nocken-Prinzips. Dazu sind drei symmetrisch angeordnete Nuten im koronalen Teil des Implantatkörpers eingelassen, deren Positive entsprechend im Abutment eingearbeitet sind [141, 142]. Das CAMLOG®-Implantatsystem stellt einer Untersuchung nach Semper et al. zufolge mit einer Rotationfreiheit von 1,4° von den getesteten Systemen die beste Passung dar [139]. Dadurch soll eine möglichst exakte Reproduzierbarkeit der Abutmentposition entstehen.

Das CONELOG®-System besitzt hingegen einen 1,5 bis 1,9 mm langen, selbsteinrastenden 7,5°-Innenkonus, dem sich ein paralleles Segment unterhalb des Konus mit drei angelegten Nuten als Rotationsschutz anschließt. Dadurch wird ebenso eine Tube-in-Tube™-Verbindung erreicht. Eine maschinerte Oberfläche am Implantathals ist im Unterschied zum CAMLOG®-System nicht erhältlich. Es ist lediglich die Implantatschulter maschinert [141, 143]. Dass auch CONELOG®-Implantatsysteme zuverlässige Ergebnisse während einer dreijährigen Beobachtungsphase vorweisen, zeigt eine multizentrische Studie von Cacaci et al. Diese beschreiben eine Erfolgs- bzw. Überlebensrate von 98,4 % bzw. 100 % einhergehend mit einem stabilem Knochenniveau [144].

Beide Modifikationen sind je nach Knochenmorphologie in unterschiedlichen Abstufungen des Implantat-Durchmessers bzw. der -Länge erhältlich [142, 143]. Während ein „Platform-Switching“ im CAMLOG®-System optional angewendet werden kann, ist die CONELOG®-Variante ausschließlich damit erhältlich [141].

Beide Implantatkörper sind mit einer sandgestrahlten und säuregeätzten PROMOTE®-Oberfläche überzogen, die durch Mikro- und Makrorauigkeiten eine schnelle sowie stabile Osseointegration gewährleisten sollen. Positive Auswirkungen auf die Einheilung liegen anhand klinischer Ergebnisse bereits vor [141].

Dass sich Implantatsysteme des Unternehmens CAMLOG in puncto Erfolgssicherheit und Langzeitstabilität mittlerweile etabliert haben, wird in zahlreichen Publikationen belegt. Darin erreichen die Implantatsysteme In-vivo-Überlebensraten von mehr als 97 % über einen Zeitraum von mindestens fünf Jahren [145-149].

2.4.5 Klinische Problematiken der Tube-in-Tube™-Verbindungen

Geometriebedingt ist für die Verwendung von Tube-in-Tube™-Verbindungen eine adäquate Planung samt Backward-Planning notwendig, um die Suprakonstruktionen entsprechend der Einschubrichtung eingliedern zu können [100]. Aufgrund der verlängerten Führungsfläche apikal der Implantatschulter kann eine falsche Implantatachse dazu führen, dass eine einteilige Eingliederung aufgrund einer divergenten prothetischen Achse praktisch unmöglich ist. Im Optimalfall muss gerade bei konfektionierten CAD/CAM-Titanbasen mit Tube, die im vorliegenden Versuch zur Anwendung kommen, eine mögliche Einschubrichtung gefunden werden [94, 98]. Gewisse Toleranzen sind je nach Zahnstellung der Nachbarzähne möglich. Dennoch kann es sich schwierig gestalten, eine einwandfreie Approximalkontaktgestaltung herzustellen. Alternativ können eine abgewinkelte Titanbasis oder individuell angefertigte Abutments eingesetzt werden [142]. Dadurch geht allerdings die axiale Kraftübertragung auf den Implantatkörper verloren, die Stabilitätseinbußen sowie ein erhöhtes Komplikationsrisiko zur Folge hat [150, 151]. Hypothetisch könnten die Approximalkontakte bis zu einem gewissen Grad hin weiter nach okklusal bzw. inzisal verlagert werden oder auf kürzere Innen-Führungsflächen zurückgegriffen werden, die jedoch gleichzeitig die Führungsfläche reduzieren. Damit ergäbe sich weiterhin die Möglichkeit für den Einsatz verschraubter Hybridabutmentkronen.

Bei Brückenkonstruktionen ist die Problematik noch etwas diffiziler, sodass CAD/CAM-Titanbasen mit Tube-in-TubeTM-Verbindungen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Krone, Durchmesser, CAMLOG Vertriebs GmbH) klinisch nicht zugelassen sind [152]. Neben den gerade genannten Faktoren muss zusätzlich eine parallele Stellung der Implantatkörper vorliegen, da ansonsten ein Einsetzen der Suprakonstruktion durch die zueinander divergent liegenden Tubes unmöglich ist. Der Hersteller gab auf Nachfrage eine zugelassene Abweichung der Implantatachsen von maximal 0,54° an, sodass eine Eingliederung von zwei miteinander verblockten Titanbasen mit Tube überhaupt möglich wäre. Selbst die Implantation mithilfe von „Full-Guided-Bohrschablonen“ ist im Moment noch zu ungenau, um die geforderte Parallelität für den Einsatz von Brückenkonstruktionen mit Tube gewährleisten zu können [153]. Für Brückenkonstruktionen werden daher spezielle Titanbasen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Brücke, CAMLOG Vertriebs GmbH) mit einer sehr kurzen Innen-Führungsfläche von der Firma Camlog angeboten [142, 152].

Differentialtherapeutisch besteht sowohl bei Einzelzahn- als auch bei Brückenversorgungen die Anwendung einer zementierten Befestigung der Suprakonstruktion, wodurch aber die in Kapitel „2.3.2.6 Befestigungsmodus“ aufgeführten Nachteile beachtet werden müssen.

3 Zielsetzung der Studie

Zahlreiche Implantatsysteme stehen dem Behandler heute am Markt zur Verfügung. Diese zeichnen sich durch enorm viele Variationen in ihrer Geometrie, gerade auch an ihrem Implantat-Abutment-Interface aus. Langzeitergebnisse zeigen, dass sich herstellerunabhängig bei entsprechenden Voraussetzungen Implantate samt Suprakonstruktionen als klinisches Konzept bereits gut etabliert haben. Stetige Verbesserungen am Implantat-Abutment-Komplex sollen die Langlebigkeit sowie die Stabilität des Komplexes weiter erhöhen, um so eventuell noch bessere Langzeitergebnisse generieren zu können. Dabei können einfach umsetzbare Modifikationen in der Geometrie ein möglicher Schlüssel zum Erfolg sein. In der vorliegenden Studie wird genau dies mit einem angefügten Tube am Abutment, welcher in das Innenleben des Implantatkörpers hineinragt, für zwei festsitzende, prothetische Versorgungsarten getestet. Weiterhin sollen die Auswirkungen der künstlichen Alterung auf die Komponenten untersucht werden. Die Nullhypothese lautet, dass Implantat-Abutment-Komplexe mit Tube-in-TubeTM-Verbindung eine höhere Stabilität als Implantat-Abutment-Komplexe ohne Tube-in-TubeTM-Verbindung aufweisen.

Zu diesem Zweck sollen die beiden unterschiedlichen Konfigurationen der Schnittstellen auf Einzelzahnimplantaten sowie implantatgetragenen Brücken hinsichtlich

- a) der mechanischen Belastbarkeit
- b) des Frakturmodus
- c) des Einflusses auf die Implantatschultern

untersucht werden.

4 Material und Methoden

4.1 Verwendetes Implantatsystem

Insgesamt kamen 90 CAMLOG®-Screw-Line Implantate (Screw-Line Implantat, Promote plus, Länge 13 mm, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) zur Anwendung (*Abb. 1*). Es handelt sich hierbei um konische Vollschraubenimplantate mit koronal 0,4 mm maschinierem Implantathals-Anteil (Promote plus Oberfläche) und der von der CAMLOG Vertriebs GmbH patentierten „Tube-in-Tube™“-Implantat-Abutment-Verbindung. Als Abutments wurden für die Einzelzahnkronen 30 CAMLOG® Titanbasen CAD/CAM für Kronen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Krone, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) verwendet, von denen 15 individuell modifiziert wurden (vgl. „4.3.1.3 Konfigurationen der Titanabutments“). Bei der Untersuchungsgruppe der dreigliedrigen Brücken kamen ebenfalls CAMLOG® Titanbasen CAD/CAM zum Einsatz. Für eine Versuchsgruppe wurden 30 herkömmliche Kronen-Titanbasen verwendet, für die andere 30 Titanbasen, die speziell für Brücken konzipiert sind (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Brücke, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) (*Abb. 2*). Der Hersteller sieht jedoch den Gebrauch von Titanbasen CAD/CAM mit Tube-in-Tube™-Verbindung (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Krone, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) aufgrund der resultierenden Primärverblockung für Brückenkonstruktionen als kontraindiziert an.



Abb. 1: Camlog Screw-Line Implantat (Länge 11 mm, Durchmesser 3,8 mm)



Abb. 2: Vergleich der drei verwendeten Titanbasen: handelsübliche Kronen-Titanbasis (links), modifizierte Kronen-Titanbasis (Mitte) und Brücken-Titanbasis (rechts)

Zur Herstellung der monolithischen Hybridabutmentkronen bzw. -brücken wurde monolithisches Zirkonoxid (IPS e.max ZirCAD MT Multi A2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ausgewählt.

4.2 Gruppeneinteilung und schematische Übersicht des Versuchsaufbaus

Untersuchungsgruppe	Prüfgruppe	Abkürzung
Einzelzahnkrone	Krone mit Tube \triangleq Abutment mit handelsüblicher CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM für Kronen (lang)	KL
	Krone ohne Tube \triangleq Abutment mit abgeschnittener CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM für Kronen (kurz)	KK
Brücke	Brücke mit Tube \triangleq Abutments mit handelsüblicher CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM für Kronen (lang)	BL
	Brücke ohne Tube \triangleq Abutments mit handelsüblicher CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM für Brücken (kurz)	BK

Tab. 1: Einteilung der Versuchsgruppen

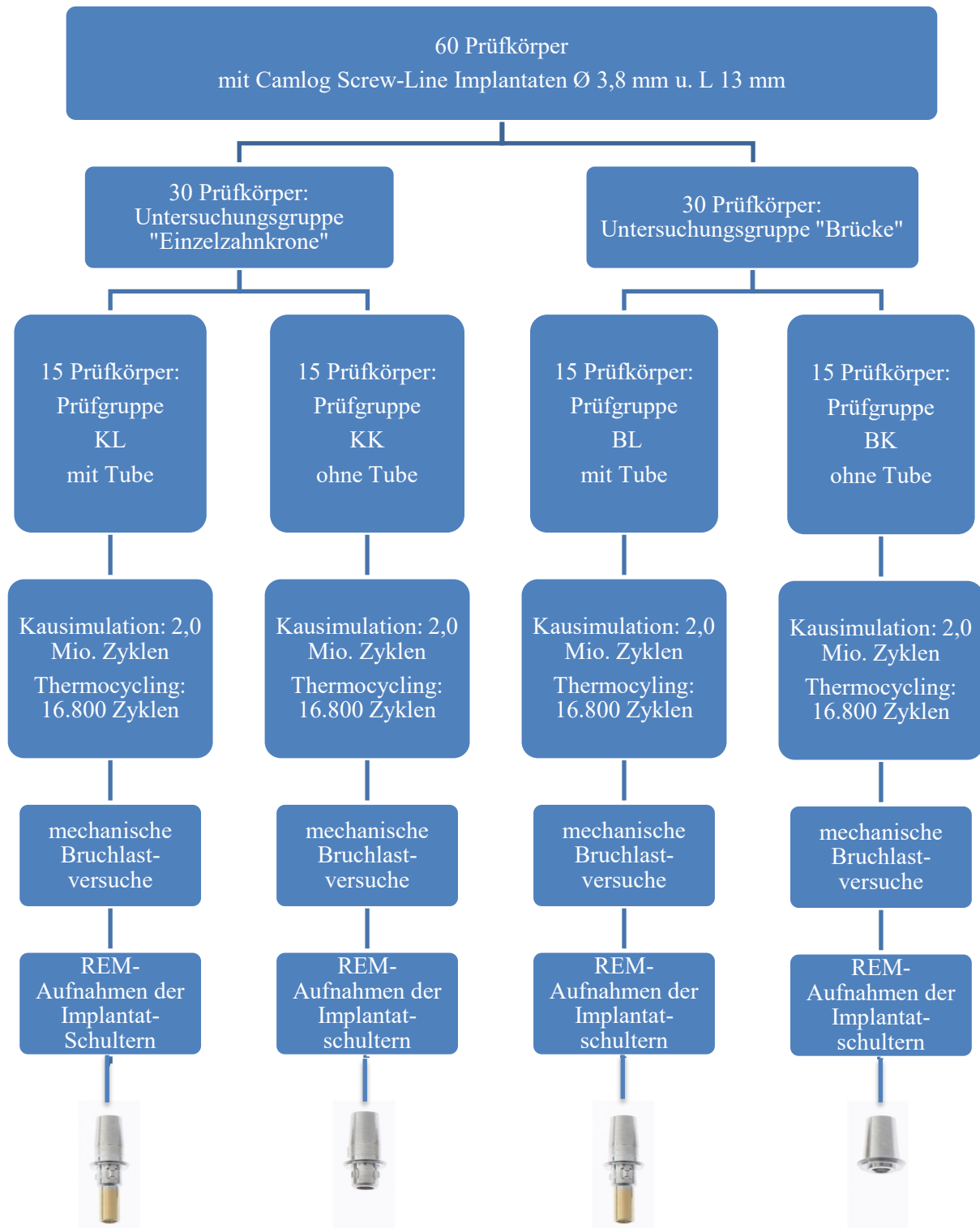


Abb. 3: Schematische Darstellung des Procederes samt den verwendeten Titanbasen in den Versuchsgruppen

4.3 Fertigung der Prüfkörper

4.3.1 Herstellung der Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“

4.3.1.1 Implantateinbettung

Zu Beginn wurden 30 Implantate (CAMLOG® SCREW-LINE, Promote plus, CAMLOG Vertriebs GmbH) gemäß der ISO-Norm 14801 – den Gebrauchsrichtlinien entsprechend – in selbsthärtende Laminierharz-Blöcke (DPC-Laminierharz LT 2, Duroplast-Chemie Vertriebs GmbH, Neustadt/Wied, Deutschland) eingebettet. Die Dimensionierung der Blöcke betrug 1,6 cm x 2,5 cm x 1,6 cm, um für die Einspannvorrichtung während der Kausimulation bzw. des Bruchlastversuchs kompatibel zu sein.

Neben einheitlichen Außenmaßen der Prüfkörper wurde auf eine einheitliche Positionierung der Implantate Wert gelegt, um gleiche Versuchsbedingungen zu gewährleisten. Eine Nut der Antirotationsgeometrie wurde senkrecht zur Längsseite eingebettet, die dann die vestibuläre Seite vorgab. Mithilfe von Laboranaloga (CAMLOG® Laborimplantat für CAMLOG® Abutments, CAMLOG Vertriebs GmbH) und Modellierkunststoff (Pattern Resin LS; GC Europe N.V., Interleuvenlaan, Belgien) wurde ein Übertragungsschlüssel entwickelt, der zusammen mit einem Parallelometer (Handfräsggerät, Degussa, München, Deutschland) als standardisierte Implantat-Setzhilfe diente (Abb. 4). Dabei wurde ein Knochenrückgang von drei Millimetern simuliert, indem der Implantathals drei Millimeter aus dem Prüfkörper herausragte (Abb. 5, Abb. 6).

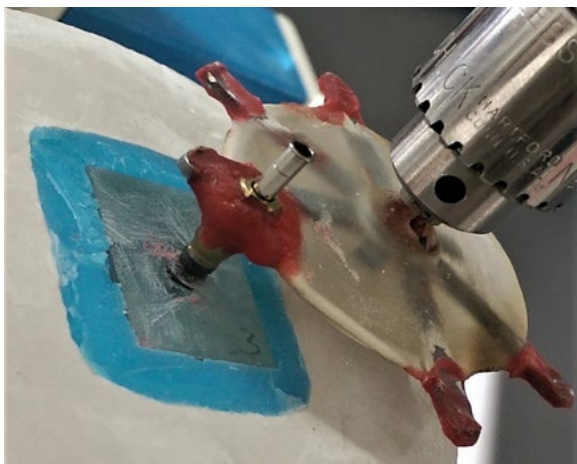


Abb. 4: Entwickelte Setzhilfe zur standardisierten Einbettung der Implantate

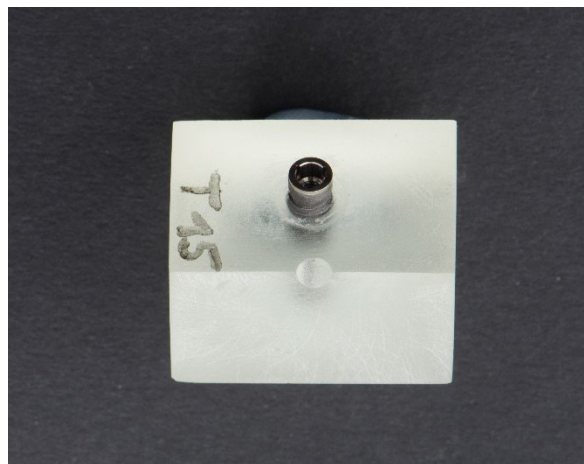


Abb. 5: Eingebettetes Implantat mit drei Millimeter simuliertem Knochenrückgang



Abb. 6: Längenkontrolle des simulierten Knochenrückgangs

4.3.1.2 Herstellung der Hybridabutmentkrone

Die Einzelzahnkronen wurden im CAD/CAM-Verfahren angefertigt. Einer der 30 implantierten Harzblöcke wurde zufällig ausgewählt, bei dem ein Scankörper (CAMLOG® Scankörper, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) auf das Implantat geschraubt wurde, um die Position des Implantats optisch im Scanner dreidimensional lokalisieren zu können. Danach wurde dieser Prüfkörper in den Modellhalter des Scanners gespannt, gemeinsam in den Scanner (CS.ULTRA, CADstar GmbH, Bischofshofen, Österreich) eingebracht (*Abb. 7*) und mittels Streifenweißlicht-Verfahren eingescannt. Die resultierenden Datensätze wurden in das Software-Programm „Exocad“ (CS Exocad, CADstar GmbH) übertragen, von dem aus der Designprozess fortgeführt wurde (*Abb. 8*).

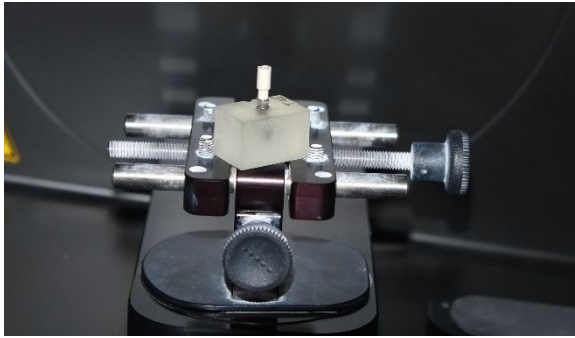


Abb. 7: Im Scanner eingespannter Prüfkörper mit aufgeschraubtem Scankörper

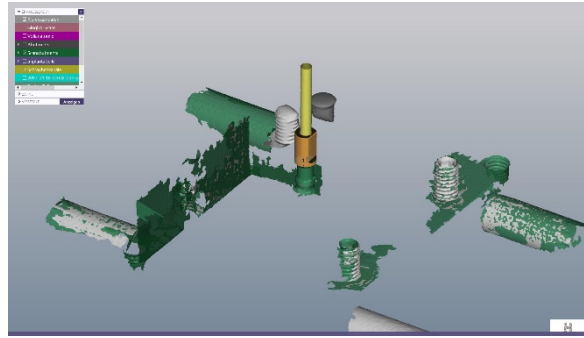


Abb. 8: Eingesannter Prüfkörper mit Scankörper und Schraubenkanal im Computerprogramm „ExoCAD“

Darauf aufbauend wurde eine Prämolarenkrone des Oberkiefers gestaltet, die hinsichtlich der Größe und der Zahnanatomie möglichst In-vivo-Maßstäben entsprechen sollte (Abb. 9).

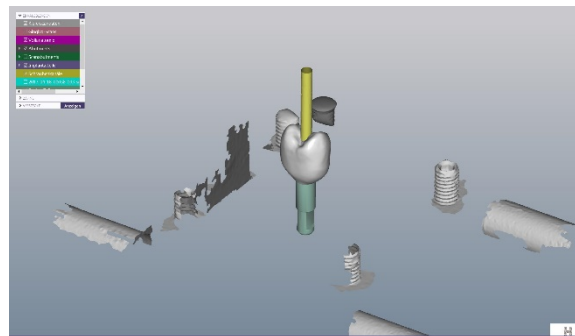


Abb. 9: Konstruierte Krone mithilfe „ExoCAD“ samt Laboranalog und Schraubenkanal

Der Fräsvorgang der designten Kronen wurde zu DEDICAM® (CAMLOG Vertriebs GmbH), dem Fräszentrum der Firma Camlog, outgesourct. Es wurden die entsprechenden STL-Datensätze zu DEDICAM® verschickt, sodass die Kronen dort aus monolithischen Zirkonoxid-Rohlingen (IPS e.max ZirCAD MT Multi A2, Ivoclar Vivadent) mittels industriellen Hochgeschwindigkeitsfräsmaschinen subtraktiv herausgeschliffen werden konnten. Dieser Fertigungsverfahren generierte 30 identische Einzelzahnkronen.

4.3.1.3 Konfigurationen der Titanabutments

Die beiden Versuchsgruppen unterschieden sich einzig in der Konfiguration der Titanbasen. Während bei Prüfgruppe KL die handelsüblichen Titanbasen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Krone, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) als Abutments belassen wurden, wurden 15 Titanbasen der gleichen Bauart für die Prüfgruppe KK manuell modifiziert. Dazu wurde das speziell von der Firma Camlog entwickelte Tube apikal der Abutmentschulter von 5,4 mm auf eine Länge von 1,50 mm ($\pm 0,06$ mm) eingekürzt, sodass der Tube knapp unter den drei Nocken endete (*Abb. 10, Abb. 11*). Dieser Rotationsschutz gewährleistete eine sichere und eindeutige Abutment-Positionierung für die Suprakonstruktion der Einzelzahnimplantate. Das Abtrennen der Tubes erfolgte unter mikroskopischer Vergrößerung mithilfe Korundtrennscheiben (Trennscheibe Edelmetall – Legierung, NTI-Kahla GmbH, Kahla, Deutschland) und Brownie-Polierern (Brownie, SHOFU Dental GmbH, Ratingen, Deutschland).

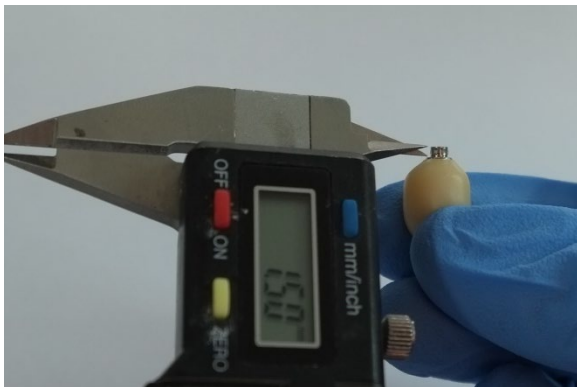


Abb. 10: Längenkontrolle des modifizierten Abutments



Abb. 11: Gegenüberstellung der handelsüblichen (links) mit der modifizierten Titanbasis (rechts)

4.3.1.4 Adhäsivverklebung der Zirkonoxid-Kronen mit den Titanbasen

Auch der Verklebungsvorgang differierte nicht in den Versuchsgruppen KL und KK, sodass diese streng den Herstellerangaben folgend auf gleiche Weise verklebt werden konnten. Die Titanklebebasen wurden zunächst mit der Klebhilfe (CAMLOG® Klebehilfen, CAMLOG Vertriebs GmbH) auf Laboranaloge (CAMLOG® Laborimplantat, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) geschraubt und an der zu verklebenden Oberfläche mit Aluminiumoxid der Körnunggröße von 110 μ m bei 1,0 bar abgestrahlt (*Abb. 12*). Die

korrespondierenden Flächen der Zirkonoxid-Krone wurden ebenfalls mit Aluminiumdioxid für zehn Sekunden abgestrahlt. Im Anschluss daran wurden beide Oberflächen nochmals mit einem Dampfstrahler gereinigt, um Verunreinigungen, zum Beispiel Strahlmittelreste, zu entfernen. Daraufhin wurden die Titanbasen mit Metal Primer (Metal Primer Z, GC Dental Products Corporation, Aichi, Japan) konditioniert, wohingegen auf die korrespondierende Zirkonoxidoberfläche der Einzelzahnkrone der Universalprimer Monobond Plus (Monobond Plus, Vivadent Ivoclar) aufgetragen wurde. Beide Komponenten wirkten 60 Sekunden ein, bevor die Überschüsse mittels Druckluft getrocknet wurden. Nun konnte der eigentliche Adhäsivverklebevorgang beginnen. Mithilfe eines Pinsels wurden sowohl die zu verklebende Oberfläche der Krone als auch die der Titanbasis mit Befestigungskomposit (Multilink Hybrid Abutment H0, Ivoclar Vivadent) (Abb. 13) beschickt und die beiden Komponenten 30 Sekunden lang mit manuell anhaltendem Druck aufeinander gesteckt. Dank einer Antirotationsgeometrie, also einem Vorsprung koronal der Abutmentschulter und der gleichzeitigen Matrize im Kronendesign, konnte problemlos die richtige Position der beiden Einzelteile während des Zusammenführens zueinander gefunden werden.

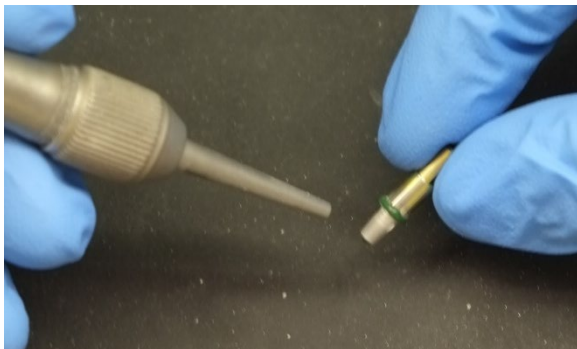


Abb. 12: Sandstrahlung der Titanbasis (aufgeschraubt auf ein Laboranalog)



Abb. 13: Verwendete Primer und verwendeter Befestigungskomposit in der Übersicht

Glyceringel (SR Gel, Ivoclar Vivadent) wurde entlang der Klebefuge appliziert, um eine Sauerstoffinhibitionsschicht zu verhindern. Da es sich bei dem Befestigungskomposit um ein autopolymerisierendes System handelt, fand eine chemische Aushärtung innerhalb von zehn Minuten statt. Danach wurde die Klebefuge vom Glyceringel versäubert und die verbliebenen Kleberüberschüsse unter Zuhilfenahme eines Mikroskops vollständig und mithilfe einer Keramik-Polier-Linse (Panther Edition Linse 260 smooth, Sirius Ceramics GmbH, Frankfurt,

Deutschland) entfernt. Dabei galt es, die angrenzenden Abutmentstrukturen möglichst zu schonen. Die finale Politur der Klebefuge erfolgte mit einem Ziegenhaarbürstchen und einer Diamantpolierpaste (Fegupol Diabra, Feguramed GmbH, Buchen, Deutschland), ehe das fertig verklebte Abutment für je zehn Minuten in ein Ultraschallbad in drei verschiedenen Flüssigkeiten gereinigt wurde. Zunächst wurde es in Finevo-Reinigungslösung (Finevo 01, Sirius Ceramics GmbH), dann in 80%igen Alkohol und abschließend in destilliertes Wasser gelegt (*Abb. 14*).



Abb. 14: Fertig verklebtes Sekundärteil

4.3.1.5 Verschraubung des Implantats mit dem Abutmentkomplex

Die verklebten Suprakonstruktionen wurden am Implantat so aufgesetzt, dass die Vestibulärfläche des Abutmentkomplexes mit der ebenfalls in die vestibuläre Richtung ausgerichteten Implantatnocke abschloss. Daraufhin wurden die den Titanbasen beiliegenden Schrauben in die Schraubenkanäle eingeführt und unter Zuhilfenahme einer kalibrierten Drehmomentratsche (CAMLOG® Drehmomentratsche, CAMLOG Vertriebs GmbH) auf das vom Hersteller empfohlenen Optimum von 20 Ncm angezogen (*Abb. 15*).



Abb. 15: Verschraubung der Komponenten mittels Drehmomentratsche

Um den „Settling Effect“ (vgl. „2.3.2.5 Abutmentschraube“) zu verhindern, wurden die Schrauben zehn Minuten später erneut mit gleichem Drehmoment auf eine maximale Schraubenvorspannung nachgezogen (*Abb. 16*).



Abb. 16: Fertiger Einzelzahnkronen-Prüfkörper von bukkal

4.3.2 Herstellung der Untersuchungsgruppe „Brücke“

4.3.2.1 Einbetten der Implantate

Um die Prüfkörper der Brücken herstellen zu können, musste zuerst der Abstand zwischen den zwei Implantaten festgelegt werden. Dafür kamen zunächst in etwa die Durchschnittsbreiten

der zu testenden Oberkiefer-Seitenzähne zur Anwendung, woraus die Entfernung der Implantate zueinander berechnet wurde [21].

Implantate (CAMLOG® SCREW-LINE, Promote plus, CAMLOG Vertriebs GmbH) gleicher Bauart zur Untersuchungsgruppe der Einzelzahnkronen wurden im Abstand von 1,9 cm wieder drei Millimeter unterhalb ihrer Implantatschulter im Laminierharz (DPC-Laminierharz LT 2, Duroplast-Chemie Vertriebs GmbH) eingebettet. Höhe und Breite der Laminierharz-Blöcke waren analog zur vorherigen Untersuchungsgruppe, wohingegen die Länge der Prüfkörper nun 4,0 cm betrug. Ähnlich zur „Kronen-Implantation“ in Kapitel „4.3.1.1 Implantateinbettung“ wurde für die Brückenprüfkörper eine eigene Implantat-Setzhilfe konstruiert. Sehr wichtig war allerdings die Gewährleistung einer parallelen Einschubrichtung der beiden Implantate, um später ein problemloses Eingliedern bei den Abutments mit Tube sicherzustellen. Zur Reproduzierbarkeit wurde für jeden Brückenprüfkörper derselbe Übertragungsschlüssel verwendet und die Implantate wiederum an gleicher Stelle eines jeden Laminierharz-Blockes eingebracht.

4.3.2.2 Herstellung der Brücken

Nachdem zum einen die Parallelität der Einschubrichtung und zum anderen die Analogie aller Brücken-Prüfkörper mithilfe eines speziell angefertigten Kontrollaufbau aus Laboranaloga nochmals sichergestellt wurde (*Abb. 17*), wurde ein zufällig ausgewählter Prüfkörper mit zwei Scankörpern (CAMLOG® Scankörper, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) auf den Implantaten versehen. Im Anschluss daran wurde dieser mittels Streifenlicht-Verfahren eingescannt.

Einzelzahnkronen- und Brücken-Titanbasen (ohne Tube) unterscheiden sich koronal der Schulter in ihrer Geometrie (*Abb. 18*), sodass für jede Prüfgruppe ein eigener Datensatz entworfen werden musste. Abgesehen von der basalen Gestaltung war die Brückenanatomie durch den Einsatz der CAD-Konstruktionssoftware identisch (*Abb. 19*). Eine eindeutige Lagefindung bei der Eingliederung ist wegen den beiden Brückenpfeilern stets gewährleistet.

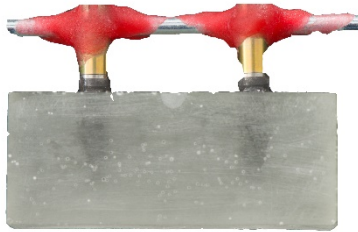


Abb. 17: Spaltfreie Passung des Kontrollaufbaus

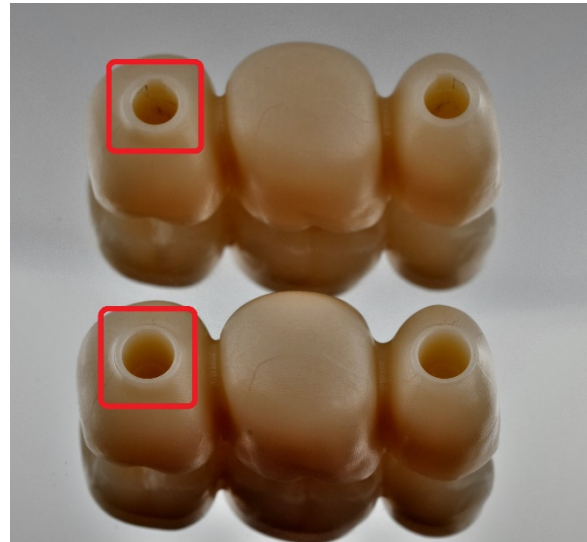


Abb. 18: Unterschied der basalen Geometrie: Prüfgruppe KL mit Nocke (oben) sowie KK ohne Nocke (unten)

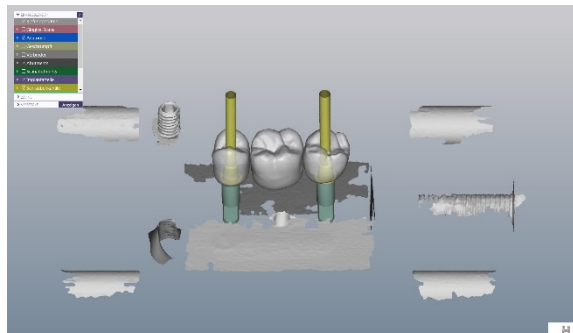


Abb. 19: Konstruierte Brücke mithilfe „ExoCAD“ samt Laboranalog und Schraubenkanal

Das Außendesign der Brückenprüfkörper ist aufgrund einer in der Software hinterlegten Biogenerik-Kopie analog zu dem der Einzelzahnkronen.

Der weitere Workflow, sprich das Verschicken der STL-Datensätze sowie der sich anschließende Fräsvorgang, fand analog zu den Einzelzahnkronen im Fräszentrum DEDICAM® (CAMLOG Vertriebs GmbH) statt. Als Material der Rohlinge diente wieder monolithisches Zirkonoxid (IPS e.max ZirCAD MT Multi A2, Ivoclar Vivadent).

4.3.2.3 Adhäsivverklebung der Zirkonoxid-Brücken mit den Titanbasen

Auch die Vorbehandlung sowie das Konditionieren unterschied sich nicht im Hinblick auf die Einzelzahnkronen (*Abb. 12, Abb. 13*). Danach wurden die jeweiligen Titanbasen der einzelnen Prüfgruppen mit Klebehilfen auf den parallel eingebetteten Implantaten aufgeschraubt; somit wurde beim Verklebungs-Prozess auf Laboranaloga im Unterschied zu den Einzelzahnkronen verzichtet. Die zu verklebenden Flächen beider Komponenten wurden dann mit Befestigungskomposit (Multilink Hybrid Abutment H0, Ivoclar Vivadent) beschickt. Unter manuellem Druck von dreißig Sekunden geschah das Zusammenfügen der dreigliedrigen Brücken mit den Titanklebebasen direkt auf dem entsprechenden Prüfkörper. Dies sollte für jedes Abutment ein spannungsfreies Ein- und Ausgliedern sowie eine perfekte Passung an der Implantatschulter gewährleisten. Glycingel (SR Gel, Ivoclar Vivadent) wurde entlang der Klebefuge aufgebracht und zehn Minuten abgewartet, bis die Autopolymerisation abgeschlossen war. Als nächstes wurden die verklebten Titanbasen wieder vom Prüfkörper ausgeschraubt und abgenommen. Entfernung der Überschüsse, Ausarbeitung (*Abb. 20*), Politur und Reinigung der verklebten Abutments als weitere Arbeitsschritte waren zu denen der Einzelzahnkronen kongruent (vgl. „4.3.1.4 Adhäsivverklebung der Zirkonoxid-Kronen mit den Titanbasen“) (*Abb. 21*).

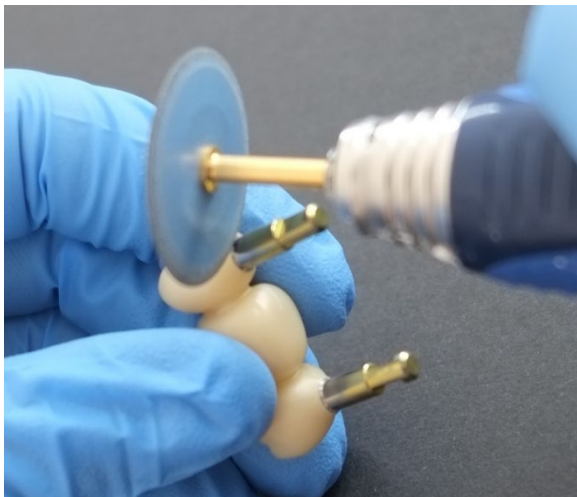


Abb. 20: Ausarbeitung der Klebefuge



Abb. 21: Fertig verklebte Sekundärteile der Versuchsgruppen BL (oben) und BK (unten)

4.3.2.4 Verschraubung der Implantate mit dem Brückenkomplex

Die verklebte Suprakonstruktion wurde am Prüfkörper so aufgesetzt, dass die Vestibulärflächen des Abutmentkomplexes mit den in vestibuläre Richtung ausgerichteten Implantatnocken übereinstimmten. Der weitere Verschraubungsvorgang war synchron zur Versuchsgruppe der Einzelzahnkronen (vgl. „4.3.1.5 Verschraubung des Implantats mit dem Abutmentkomplex“) (Abb. 22).



Abb. 22: Fertiger Brücken-Prüfkörper

4.4 In-vitro-Alterung im Kausimulator

Nach Fertigstellung aller Versuchsgruppen wurde mithilfe der Kausimulation eine künstliche Alterung vorgenommen. Dazu wurde jeder Prüfkörper in eine Probenkammer des Kausimulators (Kausimulator CS-4; SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) eingebracht. Jede dieser Kammern verfügte über einen eigenen Zulauf von Kalt- und Warmwasser, eine individuell positionierbare Prüfkörper-Einspannhalterung sowie einen Druckstempel (Werkzeugstahl, Durchmesser 5 mm) aus Stahl, der als Kraftübermittler diente. Somit konnte jede Kammer als ein in sich geschlossenes System angesehen werden (Abb. 23).

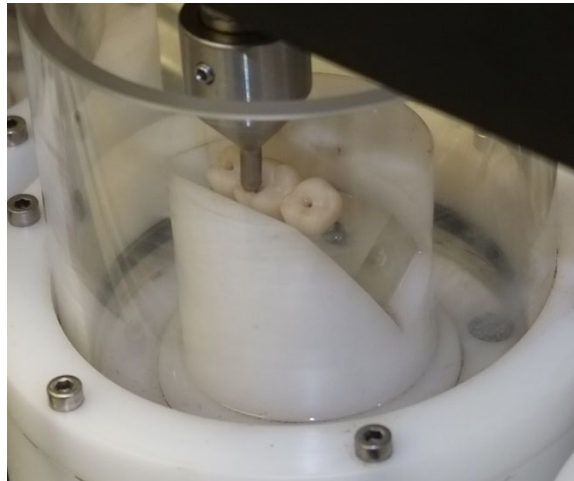


Abb. 23: Eingespannter Prüfkörper in der isolierten Probenkammer im Kausimulator

Bei allen Einzelzahnkronen traf der abgerundete Prüfstempel auf den zentralen Höckerabhang zwei Millimeter von der bukkalen Höckerspitze entfernt, während bei der Untersuchungsgruppe „Brücke“ die Kraft auf das Brückenzwischenstück in der Region der bukkalen Fissur übertragen wurde. Alle Prüfkörper wurden in den normierten Vorrichtungen so eingespannt, dass die Achse des Druckstempels mit 30° zur Implantatachse anguliert war.

Aufgrund der gewählten, hohen Kaubelastung von 120 N war es dem Kausimulator möglich, lediglich vier Prüfkörper simultan zu testen, auch wenn theoretisch acht separate Probenkammern zur Verfügung gestanden wären (Abb. 24).

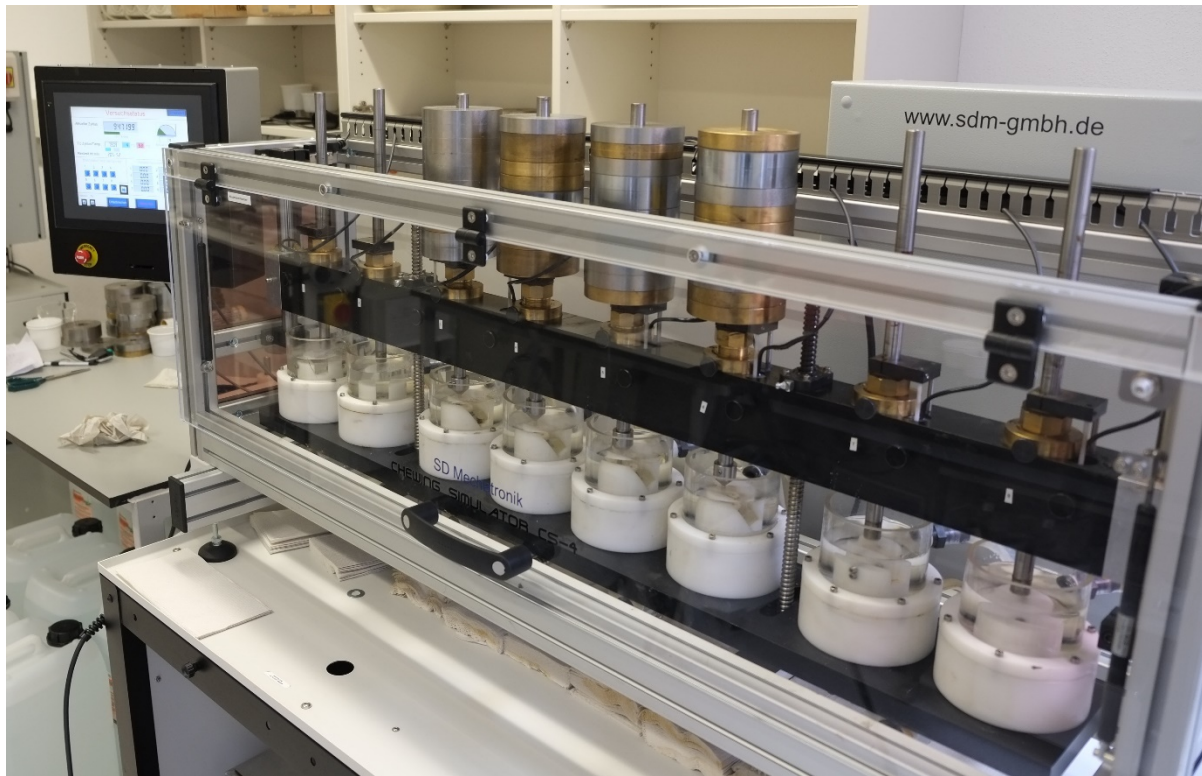


Abb. 24: Übersicht über den verwendeten Kausimulator

Während der computergestützten Kausimulation wurden alle Prüfkörper zwei Millionen Mal okklusal wie oben beschrieben durch den Druckstempel mit jeweils 120 N belastet. Des Weiteren wurde eine Simulationsfrequenz von 1,2 Hz eingestellt und der Kausimulator so programmiert, dass zunächst ein minimaler Impuls beim Auftreffen des Antagonisten stattfand, bevor die definierte Spitzenkraft erreicht wurde.

Gleichzeitig durchlief jede Versuchsreihe 16.800 thermodynamische Wechselbelastungen mithilfe des Thermozyklriergeräts (Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5, Willytec, SD Mechatronik); in jedem Zyklus wurde für 30 Sekunden destilliertes Wasser mit 5 °C, danach mit 55 °C entsprechend der Willytec-Technologie eingepumpt.

Die weiteren Einstellungen können im Detail der Tabelle „Tab. 2“ entnommen werden.

Parameter: Kausimulation und Thermocycling	
Anzahl der Zyklen	2.000.000
Simulationsfrequenz [Hz]	1,2
Auf- bzw. Abwärtshub [mm]	1
Aufwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	60
Abwärtsgeschwindigkeit [mm/s]	20
Gewicht pro Kammer [N]	120
Bewegungsparameter	minimaler Impuls beim Auftreffen
Anzahl der Zyklen	16.800
Spüldauer Kaltwasser [s]	30
Spüldauer Warmwasser [s]	30
Temperatur Kaltwasser [°C]	5
Temperatur Warmwasser [°C]	55
Ablaufdauer Kaltwasser [s]	13
Ablaufdauer Warmwasser [s]	13

Tab. 2: Versuchsspezifische Parameter für die Kausimulation und das Thermocycling

Nach jeweils 100.000 Zyklen wurden die im Kausimulator eingespannten Prüfkörper visuell auf bereits entstandene Schäden inspiziert. Dazu zählen Unregelmäßigkeiten wie beispielsweise Implantat-, Keramikfrakturen, Schraubenbrüche bzw. -lockerungen etc. Aber auch auf entstandene Strukturveränderungen, Bruchrisse, adhäsive Versagsmuster oder Materialdeformationen am Implantat-Abutment-Komplex wurde ein Augenmerk gelegt; jegliche Auffälligkeiten wurden mit entsprechender Zykluszahl notiert (vgl. *Tab. 3*).

- | |
|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • Implantatfraktur • Implantatdeformation entlang der Schulter • Keramikfraktur/ Chipping • Rissbildung • Schraubenbruch • Schraubenlockerung • adhäsives Versagen |
|--|

Tab. 3: Übersicht möglicher Komplikationen an den Prüfkörpern

Zusätzlich wurden alle Prüfkörper nach der künstlichen Alterung unter 25-facher Vergrößerung im noch nicht auseinandergeschraubten Zustand auf Abweichungen hin betrachtet.

4.5 Bruchlastversuch nach Alterung

Nach der Kausimulation wurden alle noch intakten Prüfkörper bis zur Fraktur oder irreversiblen Deformation belastet, um Unterschiede hinsichtlich der Belastungsfähigkeit der einzelnen Versuchsgruppen zu untersuchen. Dazu wurden sie in eine Universalprüfmaschine (Zwick UPM 1445; Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) eingespannt, die eine maximale Kraft von 10.000 N aufbringen konnte. Der normierte Druckstempel (Werkzeugstahl, Durchmesser 5 mm) wurde wieder in einem Winkel von 30° zur Implantatachse eingestellt und sollte auf dieselbe in der Kausimulation belastete Stelle der Kronen (*Abb. 25*) bzw. Brücken (*Abb. 26*) auftreffen. Zur besseren Kraftverteilung wurde eine 0,5 mm dicke Zinnfolie, die etwa drei auf drei Millimeter groß war, zwischen den beiden Komponenten eingefügt. Im Anschluss senkte sich der Druckstempel mit einer konstanten, stufenlosen Vorschubgeschwindigkeit von zwei Millimeter pro Minute ab. Als Endpunkt des Bruchlastversuchs wurde eine Fraktur, ein Kraftabfall des erreichten Maximums oder eine Auslenkung des Prothetik-Komplexes von mehr als zwei Millimetern definiert, die ein deutliches Überschreiten der In-vivo-Bedingungen darstellte. Die auf den Prüfkörper abgegebene Kraft wurde dokumentiert.

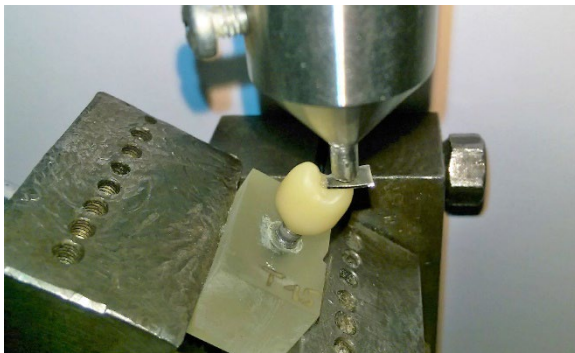


Abb. 25: Eingespannter Kronen-Prüfkörper in der Universalprüfmaschine Zwick UPM 1445 mit eingelegter Zinnfolie

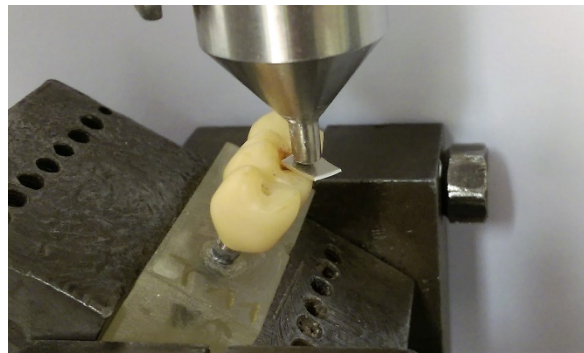


Abb. 26: Eingespannter Brücken-Prüfkörper in der Universalprüfmaschine Zwick UPM 1445 mit eingelegter Zinnfolie

Um ein eventuelles Versuchsgruppen-spezifisches Versagensmuster zu erkennen, wurden die bei zwei Millimeter deformierten Prüfkörper über den oben genannten Endpunkt hinaus belastet, bis es ebenfalls zur Fraktur oder zu einem Kraftabfall kam.

Mithilfe einer Software (testXpert, Zwick GmbH & Co. KG) konnte während des Bruchlastversuchs der Zusammenhang zwischen Kraftabgabe und Auslenkung aufgezeichnet werden.

4.6 Abschließende Inspektion der Prüfkörper

Alle Prüfkörper wurden nach der Belastung fotodokumentiert, bevor der Abutment-Komplex von den Implantaten sämtlicher Proben abgeschraubt wurde, sofern dies aufgrund der verbogenen Schrauben möglich war. Die Einzelteile untersucht zunächst augenscheinlich, dann unter 25-facher lichtoptischen Vergrößerung untersucht. Dabei wurde erneut auf Anzeichen eines technischen Versagens geachtet, auf die auch bereits nach der In-vitro-Alterung geachtet wurden (vgl. *Tab. 3*). Jegliche Auffälligkeiten wurden mit entsprechender Lokalisation festgehalten, um später auf mögliche Zusammenhänge der einzelnen Untersuchungsgruppen schließen zu können.

4.7 Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen der Implantatschultern

Um noch weitere Erkenntnisse über das Geschehen im Bereich der Implantatschulter zu gewinnen, wurden die Implantate nach dem Abschrauben an diesbezüglicher Stelle mithilfe eines Rasterelektronenmikroskops (REM) (Zeiss Supra 55 VP, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) vergrößert aufgenommen. Dazu wurde von jeder Versuchsgruppe ein Prüfkörper zufällig ausgewählt. Zur Vorbereitung wurden diese in einem Ultraschallbad für je zehn Minuten in 80%igem Ethanol sowie destilliertem Wasser gereinigt. Daraufhin wurden die Implantate senkrecht in das REM gestellt, sodass Aufnahmen der Schulter aus okklusaler Richtung möglich waren. Neben einer Übersichtsaufnahme in 23-facher Vergrößerung wurden Bilder in 112-, 350- und $1,56 \times 10^3$ -facher Vergrößerung im Bereich der vestibulären Nut angefertigt, um eventuelle Strukturveränderungen im Detail sichtbar machen zu können. Alle Bilder wurden digital abgespeichert.

Für eine spätere Gegenüberstellung mit der Ausgangssituation wurde ein noch steriles, unbenutztes Implantat unter gleichen Parametern vergrößert. Dabei wurden die Aufnahmen der

Prüfgruppen visuell auf eventuelle Veränderungen in der Oberflächenstruktur entlang der Implantatschulter verglichen.

4.8 Statistische Auswertung nach Bruchversuchen

Für die statistische Auswertung der Versuche zur mechanischen Belastbarkeit kam das Statistikprogramm IBM SPSS Statistics 25 für Windows (International Business Machines Corporation, Armonk, New York, USA) und Microsoft Excel 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, USA) zur Anwendung. Die maximalen Belastungswerte samt Auslenkungen wurden in eine Excel-Tabelle aus den Aufzeichnungen der Universalprüfmaschine übertragen und von dort in das Statistikprogramm IBM SPSS exportiert.

Die maximalen Belastungswerte für jeden Prüfkörper wurden in einer Excel-Tabelle aufgelistet, woraus Mittelwerte samt Standardabweichungen und Mediane samt Interquartilabstände berechnet wurden. Es erfolgte eine Ausreißereliminierung durch Streichung des Maximal- bzw. des Minimalwerts jeder Versuchsgruppe.

Mithilfe dieser Daten konnten als nächstes die einzelnen Gruppen in SPSS unter Anwendung des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf ihre Normalverteilung geprüft werden. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ definiert. Weil die Normalverteilung bei allen Gruppen gegeben war, wurde der t-Test als parametrischer Test zum Vergleich der Gruppen untereinander herangezogen.

Zur weiteren Ergebnisveranschaulichung diente zum einen ein Box-Plot-Diagramm. Dabei wird in der Tabelle der Medianwert der einzelnen Versuchsreihe von einem 25%- bzw. 75%-Quartil umgeben und die „Whiskers“ auf ein 10%- bzw. 90%-Quartil definiert. Zum anderen wurden sog. 95%-Konfidenzintervalle zur Präzision der Lageeinschätzung des Mittelwerts erstellt. Ausgehend von dem Mittelwert der Versuchsgruppe werden innerhalb der „Whiskers“ die Werte zusammengefasst, die sich bei theoretisch unendlich häufiger Versuchsdurchführung mit 95%iger Wahrscheinlichkeit als Mittelwerte ergeben würden.

5 Ergebnisse

5.1 Auswertung der Kausimulation

5.1.1 Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“

Lediglich ein Prüfkörper versagte während der künstlichen Alterung. Dieser war Teil der Versuchsgruppe KL und wies eine Schraubenlockerung zwischen dem 1.800.000- und 1.900.000sten Zyklus auf, sprich gegen Ende der thermodynamischen Kausimulation (*Abb. 27*).

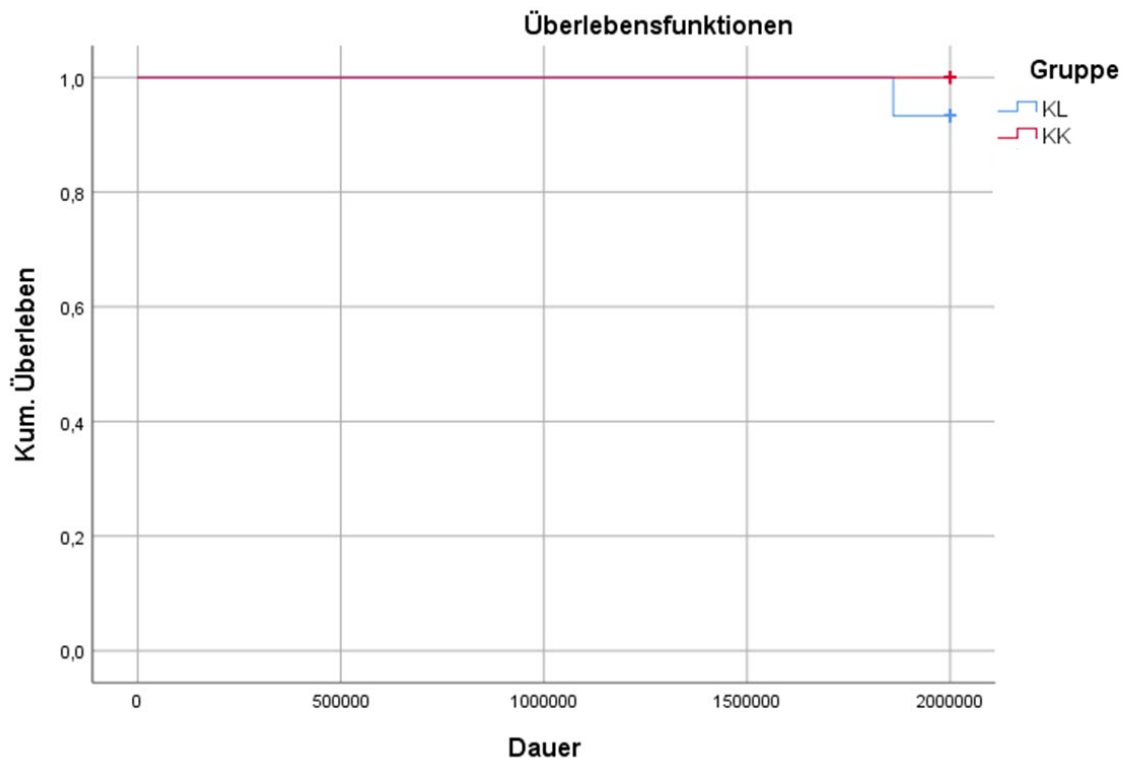


Abb. 27: Kaplan-Meier-Kurve der Untersuchungsgruppe Einzelzahnkrone

Neben oberflächlichen, okklusalen Gebrauchsspuren in der Region der Dreieckswulst des vestibulären Höckers durch den Druckstempel (*Abb. 28*) konnten ansonsten sowohl während als auch nach der künstlichen Alterung keine weiteren Beschädigungen am Implantat-Abutment-Komplex der restlichen 29 Prüfkörper festgestellt werden.

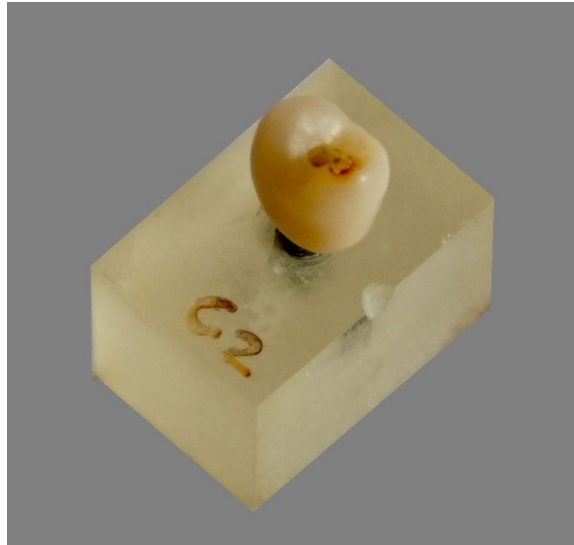


Abb. 28: Einzelzahnkronen-Prüfkörper nach Kausimulation mit oberflächlichen, okklusalen Gebrauchsspuren

5.1.2 Untersuchungsgruppe „Brücke“

Ähnlich zu den Einzelzahnkronen zeigten sich oberflächliche, okklusale Gebrauchsspuren im Bereich der bukkalen Fissur des Brückenzwischenglieds (*Abb. 29*) an allen Prüfkörpern durch den Antagonisten.



Abb. 29: Brücken-Prüfkörper nach Kausimulation mit oberflächlichen, okklusalen Gebrauchsspuren

Während alle Prüfkörper mit „Tube-in-Tube™-Verbindung“ (BL) die künstliche Alterung ohne auffällige Beschädigungen an dem Implantat-Abutment-Komplex überstanden, kam es bei zwei Prüfkörpern von BK während der Kausimulation zum Versagen. Diese erlitten ein restaurationsseitiges adhäsives Versagen des Befestigungskomposits an beiden Abutments zwischen dem 1.700.000- und dem 1.800.000sten Zyklus (*Abb. 30*).

Ergebnisse

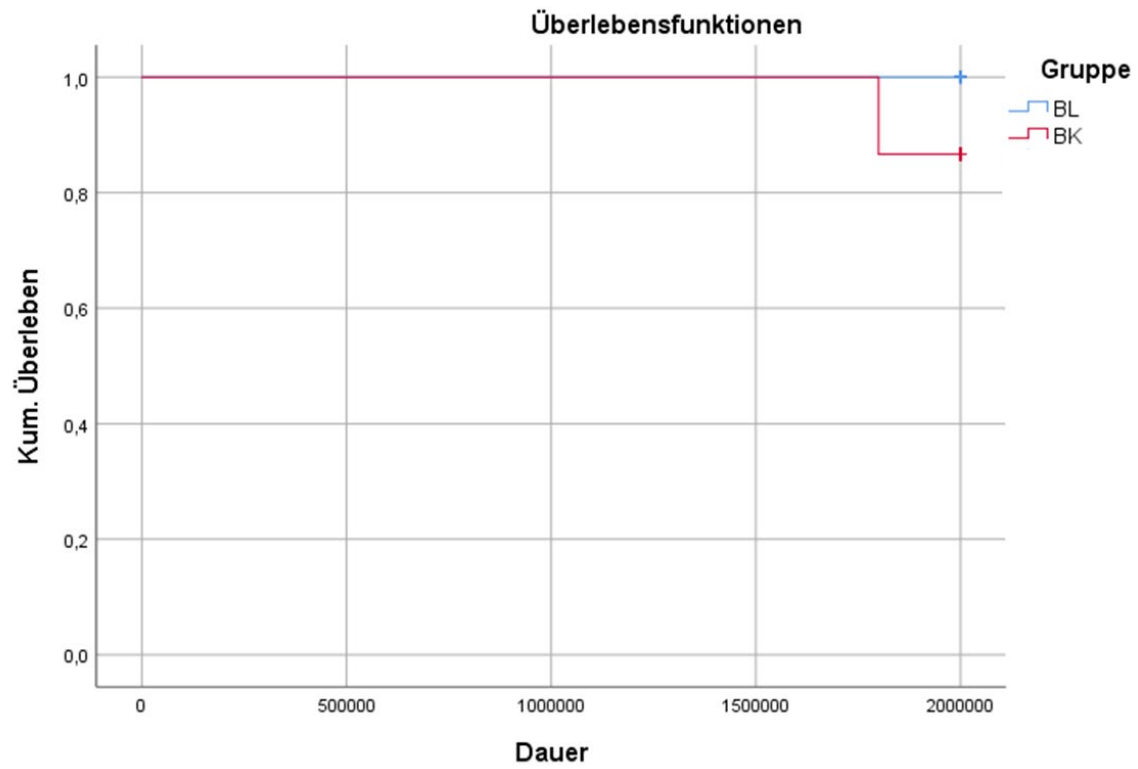


Abb. 30: Kaplan-Meier-Kurve der Untersuchungsgruppe Brücke

5.2 Auswertung des Bruchlastversuchs nach Alterung

5.2.1 Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“

5.2.1.1 Versuchsgruppe KL mit Tube

Die Kräfte im anschließenden Bruchlastversuch lagen im Bereich zwischen 437,1 und 636,4 N, wobei sich für die 14 getesteten Prüfkörper die zuvor definierte „2-mm-Versagenslast“ als Endpunkt der Belastung ergab (*Abb. 31*). Nach Außerachtlassen der beiden Extrema errechnete sich ein Mittelwert von 498,8 N mit der Standardabweichung 34,0 N. Der Median betrug $504,9 \pm 47,5$ N.

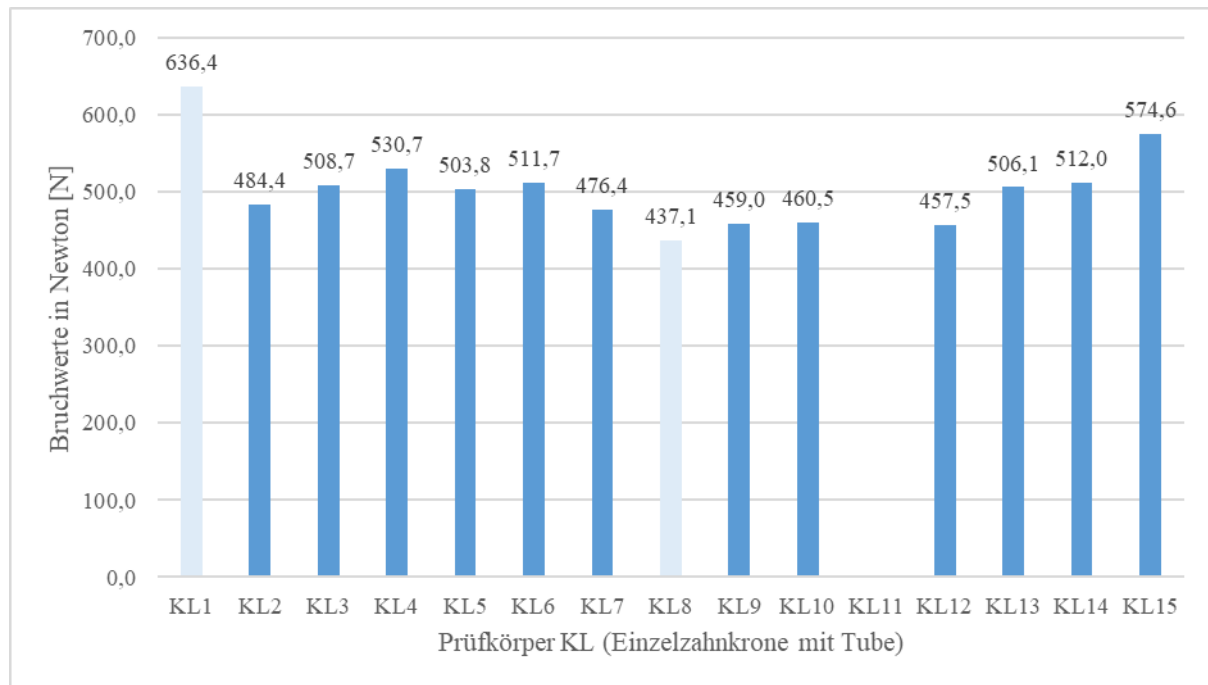


Abb. 31: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe KL

5.2.1.2 Versuchsgruppe KK ohne Tube

Die Kräfte im anschließenden Bruchlastversuch lagen im Bereich zwischen 315,1 und 678,5 N, wobei sich alle für 15 getesteten Prüfkörpern die zuvor definierte „2-mm-Versagenslast“ als Endpunkt der Belastung ergab (Abb. 32). Nach Außerachtlassen der beiden Extrema errechnete sich ein Mittelwert von 418,8 N mit der Standardabweichung 41,5 N. Der Median betrug $431,5 \pm 59,8$ N.



Abb. 32: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe KK

5.2.2 Untersuchungsgruppe „Brücke“

5.2.2.1 Versuchsgruppe BL mit Tube

Die Kräfte im anschließenden Bruchlastversuch lagen im Bereich zwischen 838,0 und 1006,3 N, wobei sich für alle 15 getesteten Prüfkörpern die zuvor definierte „2-mm-Versagenslast“ als Endpunkt der Belastung ergab (*Abb. 33*). Nach Außerachtlassen der beiden Extrema errechnete sich ein Mittelwert von 933,1 N mit der Standardabweichung 26,2 N. Der Median betrug $940,3 \pm 42,2$ N.

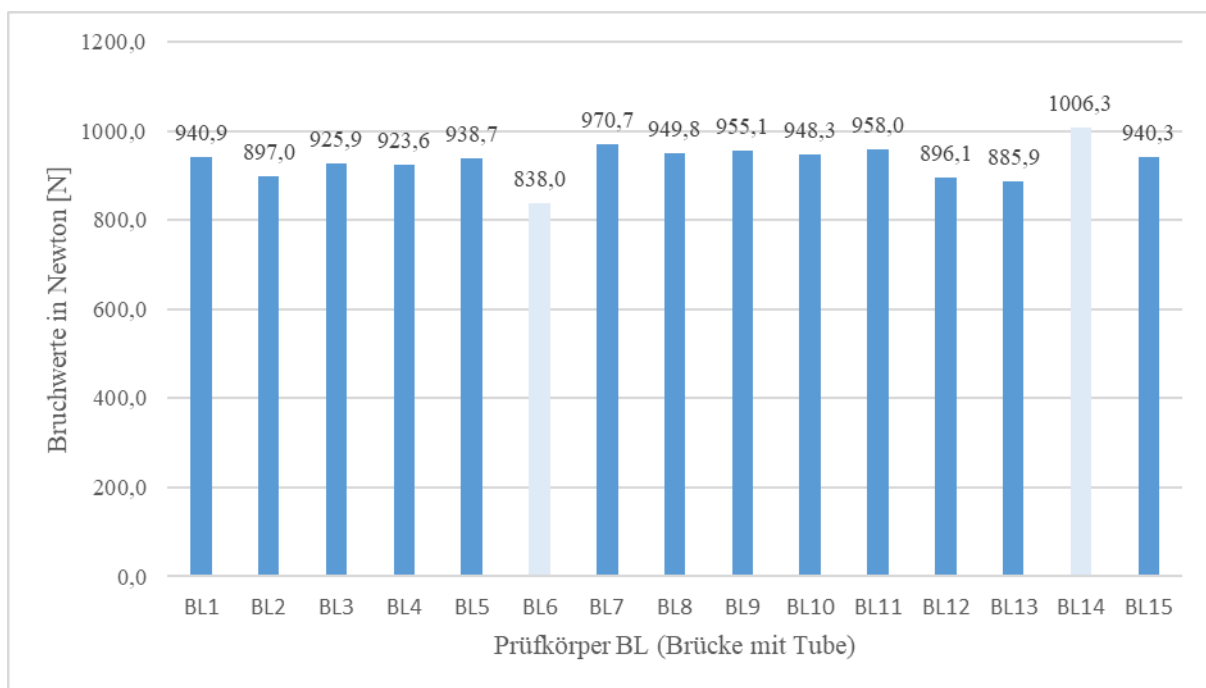


Abb. 33: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe BL

5.2.2.2 Versuchsgruppe BK ohne Tube

Die Kräfte im anschließenden Bruchlastversuch lagen im Bereich zwischen 566,1 und 721,0 N, wobei sich für die 13 getesteten Prüfkörpern die zuvor definierte „2-mm-Versagenslast“ als Endpunkt der Belastung ergab (Abb. 34). Nach Außerachtlassen der beiden Extrema errechnete sich ein Mittelwert von 634,4 N mit der Standardabweichung 29,0 N. Der Median betrug $632,2 \pm 33,8$ N.

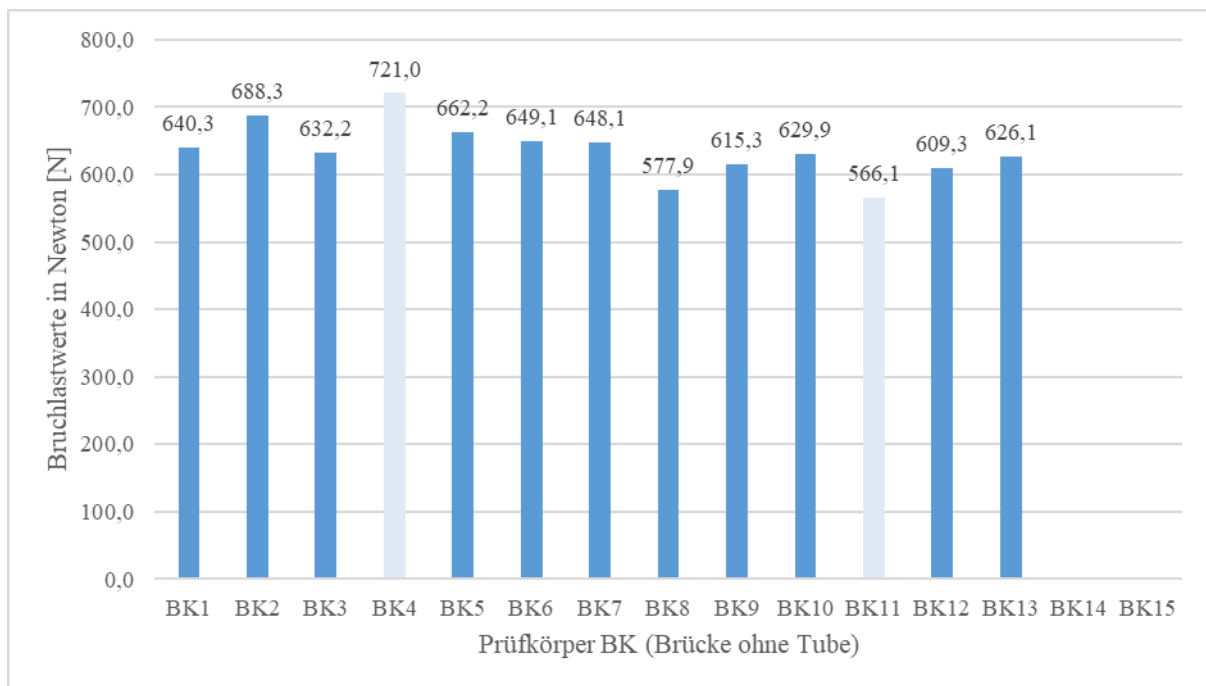


Abb. 34: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe BK

5.2.3 Gegenüberstellung der Bruchlastwerte

Stellt man die Untersuchungsgruppen der Einzelzahnkronen hinsichtlich ihrer Bruchlastwerte gegenüber, deutete sich im Mittel ein Anstieg der Versagenslast zugunsten der Prüfgruppe KL von 418,8 auf 496,8 N, also rund 80 N, im Gegensatz zu KK an. Äquivalent verhielt sich dazu auch die Prüfgruppe BL der Brückenprüfkörper: Hierbei war mittelwertig allerdings im Gegensatz zu BK eine deutlich höhere Kraftaufwendung von etwa 300 N bis zum Erreichen der Versagensgrenze nötig; dies entsprach einer Zunahme von 634,4 auf 931,1 N. Auffällig erschienen die erhöhten Standardabweichungen der Einzelzahnkronen, obwohl im Vergleich zu den Brückenprüfkörpern geringere Bruchlastwerte vorlagen (vgl. Tab. 4).

Ergebnisse

	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]	Standard- ab- weichung [N]	Median [N]	Inter- quartil- abstand [N]
Untersuchungsgruppe Einzelzahnkrone						
• Prüfgruppe KL mit Tube	457,5	574,6	498,8	34,0	504,9	47,5
• Prüfgruppe KK ohne Tube	355,9	502,2	418,8	41,5	431,5	59,8
Untersuchungsgruppe Brücke						
• Prüfgruppe BL mit Tube	885,9	970,7	933,1	26,2	940,3	42,2
• Prüfgruppe BK ohne Tube	578,0	688,3	634,4	29,0	632,2	33,8

Tab. 4: Vergleich der Bruchlastwerte der vier Versuchsgruppen

Der Kolmogorov-Smirnov-Test wies bei allen vier Gruppen eine Normalverteilung nach. Parametrische t-Tests zeigten innerhalb der zwei Untersuchungsgruppen höchstsignifikante Unterschiede zueinander; das entspricht $p < 0,001$. Ein Boxplot-Diagramm (Abb. 35) sowie die Konfidenzintervalle (Abb. 36, Abb. 37) veranschaulichen die Diskrepanz der einzelnen Versuchsgruppen.

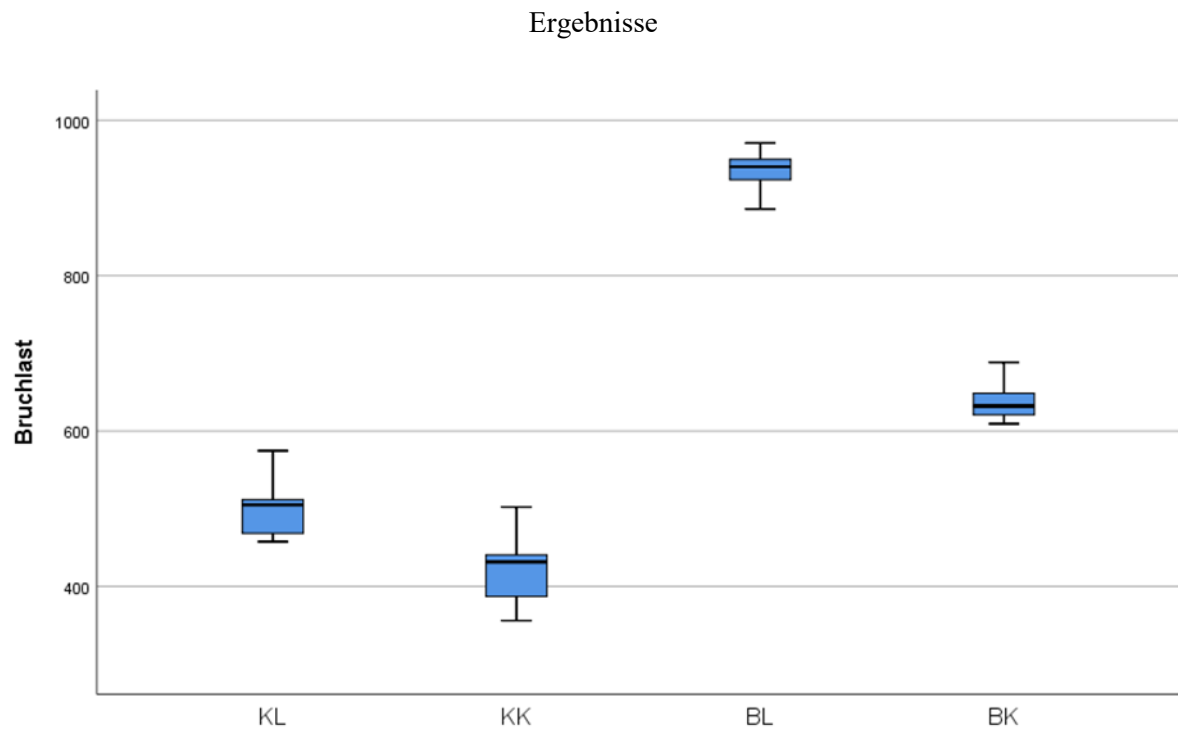


Abb. 35: Darstellung der Bruchlastwerte (in N) der verschiedenen Versuchsgruppen (mit und ohne Tube) nach künstlicher Alterung im Boxplot-Diagramm

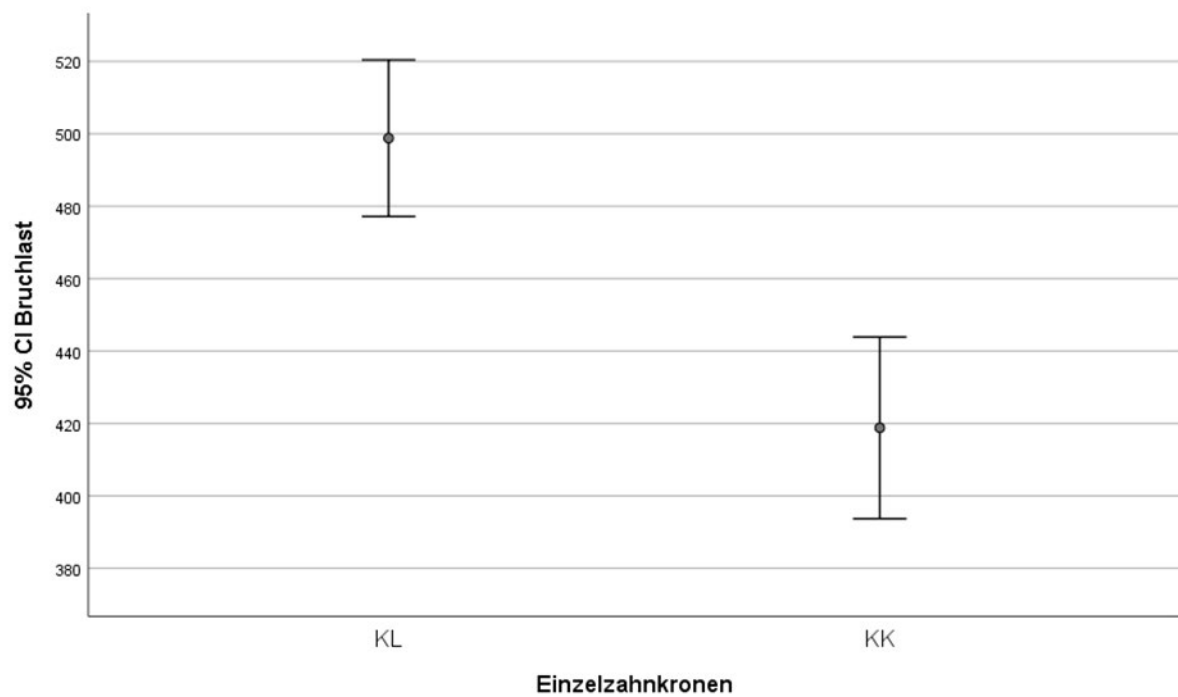


Abb. 36: Darstellung der Bruchlastwerte (in N) der Untersuchungsgruppe Einzelzahnkrone (mit und ohne Tube) nach künstlicher Alterung im 95%-Konfidenzintervall

Ergebnisse

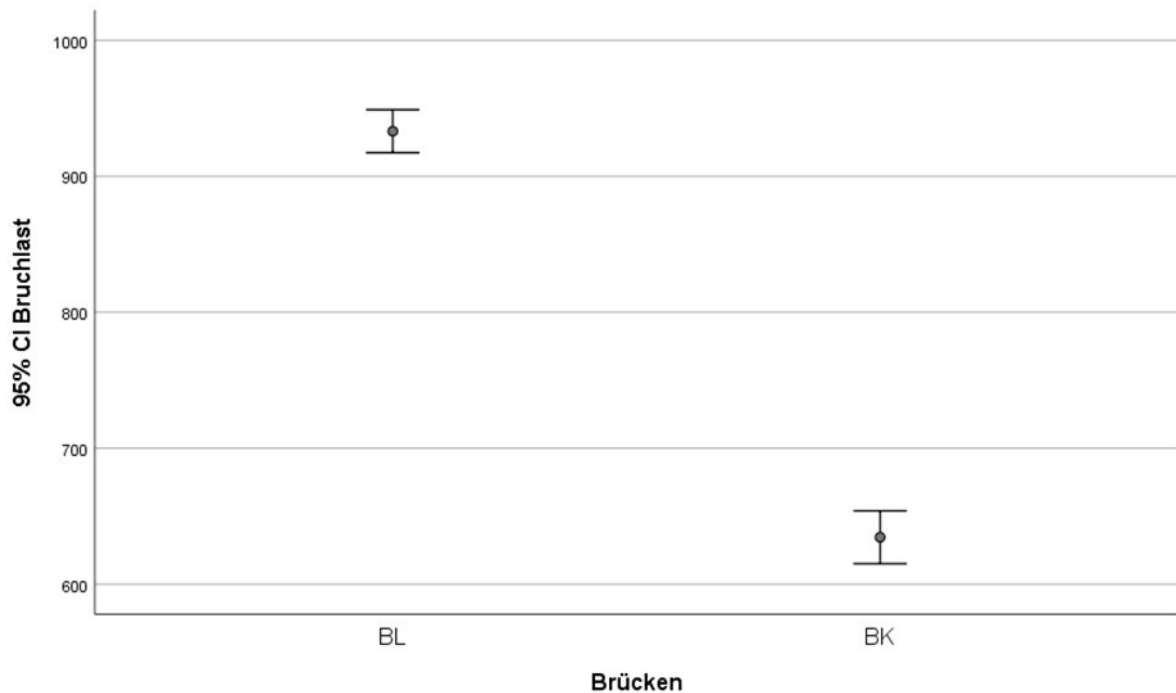


Abb. 37: Darstellung der Bruchlastwerte (in N) der Untersuchungsgruppe Brücke (mit und ohne Tube) nach künstlicher Alterung im 95%-Konfidenzintervall

5.3 Analyse der Fraktur- und Verschleißmodi

Bei allen in der Bruchmaschine getesteten Prüfkörpern war auch nach einer Auslenkung des Druckstempels von zwei Millimetern in vertikaler Richtung, das einer Auslenkung von zwei Millimetern des vestibulären Höckergrates entsprach, kein Kraftabfall im Kraft-Weg-Diagramm zu verzeichnen. Daher wurde bis zu einem Kraftabfall weiterbelastet, um ein eventuelles Versagensmuster analysieren zu können. Aus einem exemplarischen Diagramm (Abb. 38) wird ersichtlich, dass die zunehmende Belastung allmählich zu einer Abflachung des Graphen führte und es zu einer Plateaubildung bei 1,5 mm ohne Kraftabfall kam.

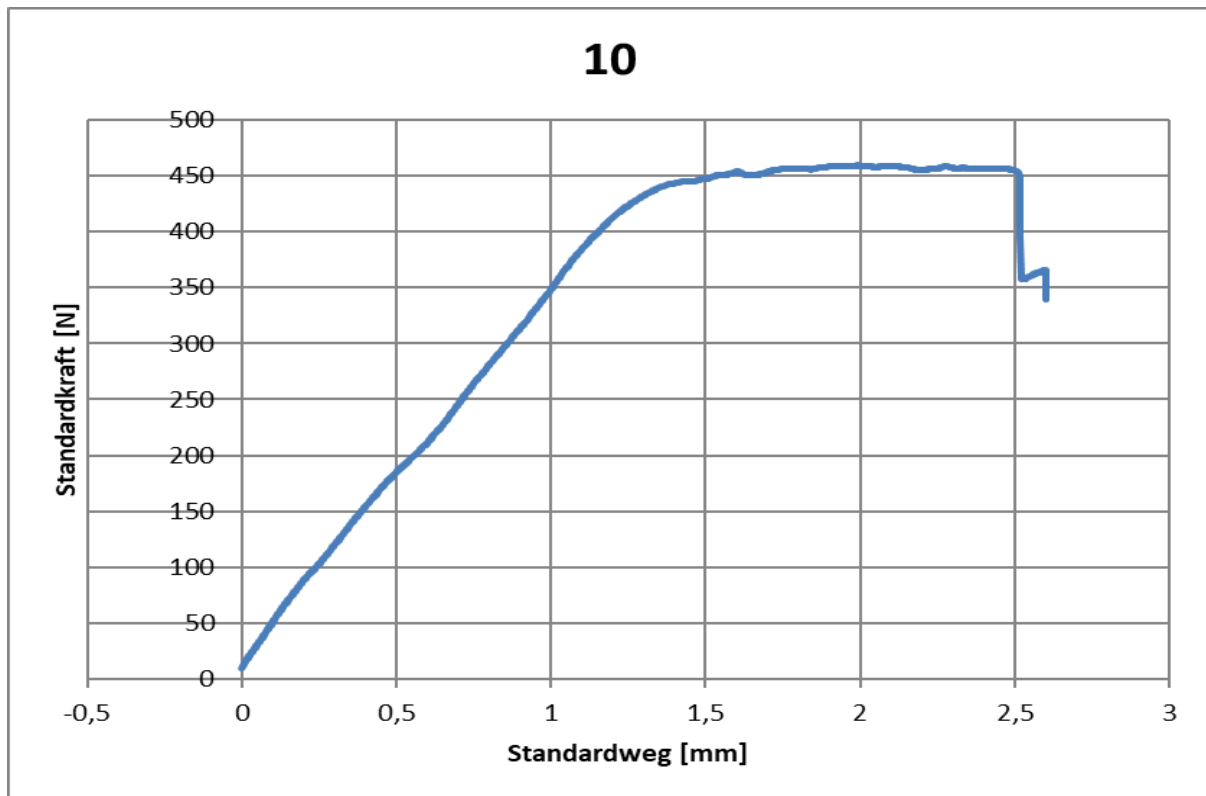


Abb. 38: Typisches Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der Versuchsgruppe KL beim Bruchlastversuchs

5.3.1 Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“

Das Versagensmuster gestaltete sich zwischen den beiden Prüfgruppen nicht einheitlich. Bei neun Prüfkörper ohne Tube (KK) sowie einem Prüfkörper mit Tube (KL) beendete ein Keramik-Abplatzen des bukkalen Höckers die Belastung (Abb. 38, Abb. 39). Einem Prüfkörper der Versuchsgruppe KK widerfuhr eine Fraktur der Implantatschulter im Bereich einer approximalen Nut (Abb. 40). Daraus resultierten folglich abrupte Kraftabfälle im Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 38).

Bei allen restlichen Prüfkörpern fiel die Kraft nach Erreichen eines Maximums ohne äußerlich erkennbare Veränderungen ab. Ein plötzliches Absinken der Kraft, wie dies beispielsweise bei Frakturen vorkommt, resultierte nicht.

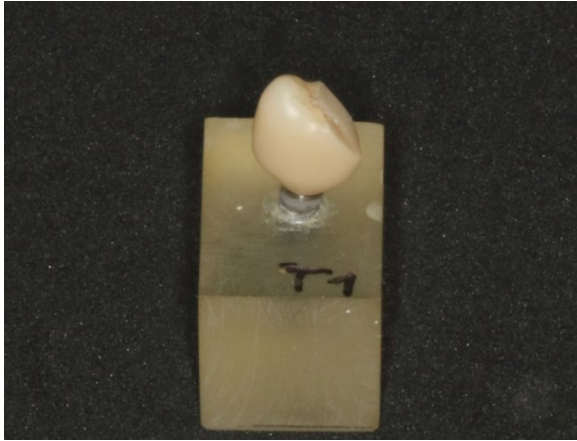


Abb. 39: Abgeplatzte Keramik eines Prüfkörpers nach dem Bruchlastversuch



Abb. 40: Fraktur der Implantatschulter des Prüfkörpers KK13 nach dem Bruchlastversuch

Aufgrund der hohen Kraftausübung lockerte sich die einst starre Verbindung zwischen Implantat und Sekundärteilen, wobei eine deutlich höhere Mobilität bei Prüfkörpern ohne Tube auffiel.

Vor allem im auseinandergeschraubten Zustand der beiden Komponenten wurde dann die irreversible Deformation an der Implantatschulter sowie am nicht eingebetteten Anteil des Implantathalses sichtbar, die auf die hohe, extraaxiale Belastung zurückzuführen war. Deutlich wurde dies insbesondere in der bukkalen Hälfte der Implantatschulter, speziell im Bereich der vestibulären Nut (*Abb. 41*). Daraus resultierte ein Spalt auf der Gegenseite zwischen Abutment und Implantatschulter, der durch Hebelkräfte entstanden ist. Die bleibende, plastische Verformung war allerdings bei den Prüfkörpern ohne Tube erheblich größer (*Abb. 41*).

Dazu konnte man die Einzelzahnkrone bei Prüfgruppe KK von der Titanbasis im Vergleich zu Prüfgruppe KL manuell doppelt so häufig lösen. Dort kam es sechsmal zu einem restaurationsseitigen Lösen des Befestigungskomposits (*Abb. 42*).

Eine Tabelle der aufgetretenen Versagensmodi der einzelnen Prüfkörper findet sich im Anhang (vgl. *Tab. 6, Tab. 7* im Anhang 1).

Ergebnisse



Abb. 41: Vergleich der irreversiblen Deformationen zwischen Kronenprüfkörper KL (links) und KK (rechts) nach dem Bruchlastversuch (ausgebettet)



Abb. 42: Von der Titanbasis gelöste Einzelzahnkrone

Außerdem ist zu erwähnen, dass die Biegungen der Schrauben bei der Versuchsgruppe KL mit Tube zum einen im Vergleich zu KK geringer waren und zum anderen die Biegungen erst weiter apikal, nämlich am Beginn des Schraubengewindes, ansetzten. Die Schrauben der Prüfgruppe KK ließen sich aufgrund ihrer starken Deformation nicht mehr aus dem Schraubenkanal der Titanbasis entfernen (*Abb. 43*).

Die gelbe Farbe des codiert oxidbeschichteten Tubes war an den Titanbasen der Prüfgruppe KL am palatinalen Anteil nicht mehr durchgängig erkennbar, sodass der Tube dort die darunterliegende silberne Farbe zum Vorschein kam; zusätzlich zeichnete sich ein Gewindemuster ausgehend vom Implantat-Innenleben ab (*Abb. 44*).



Abb. 43: Vergleich einer irreversibel deformierten Schraube von Versuchsgruppe KK (links) und KL (Mitte) mit einer ungebrauchten Schraube (rechts)



Abb. 44: Abgefärbter Tube mit Gewindemuster nach dem Bruchlastversuch der Versuchsgruppe KL

5.3.2 Untersuchungsgruppe „Brücke“

Im Gegensatz zu den Einzelzahnkronen war das Versagensmuster für alle getesteten Prüfkörper einheitlich. So kam es nach einem eingetretenen Maximum im Bereich der „2-mm-Auslenkung“ zu einer Plateaubildung. Der spätere Kraftabfall jenseits der zwei Millimeter ereignete sich ohne Wahrnehmung einer äußerlich abrupten Veränderung (*Abb. 45*) – von der progredienten Deformation der Implantatschulter abgesehen. Im Unterschied zur vorherigen Untersuchungsgruppe wies kein Prüfkörper eine Beweglichkeit zwischen den verschraubten Komponenten nach dem Bruchlastversuch auf.

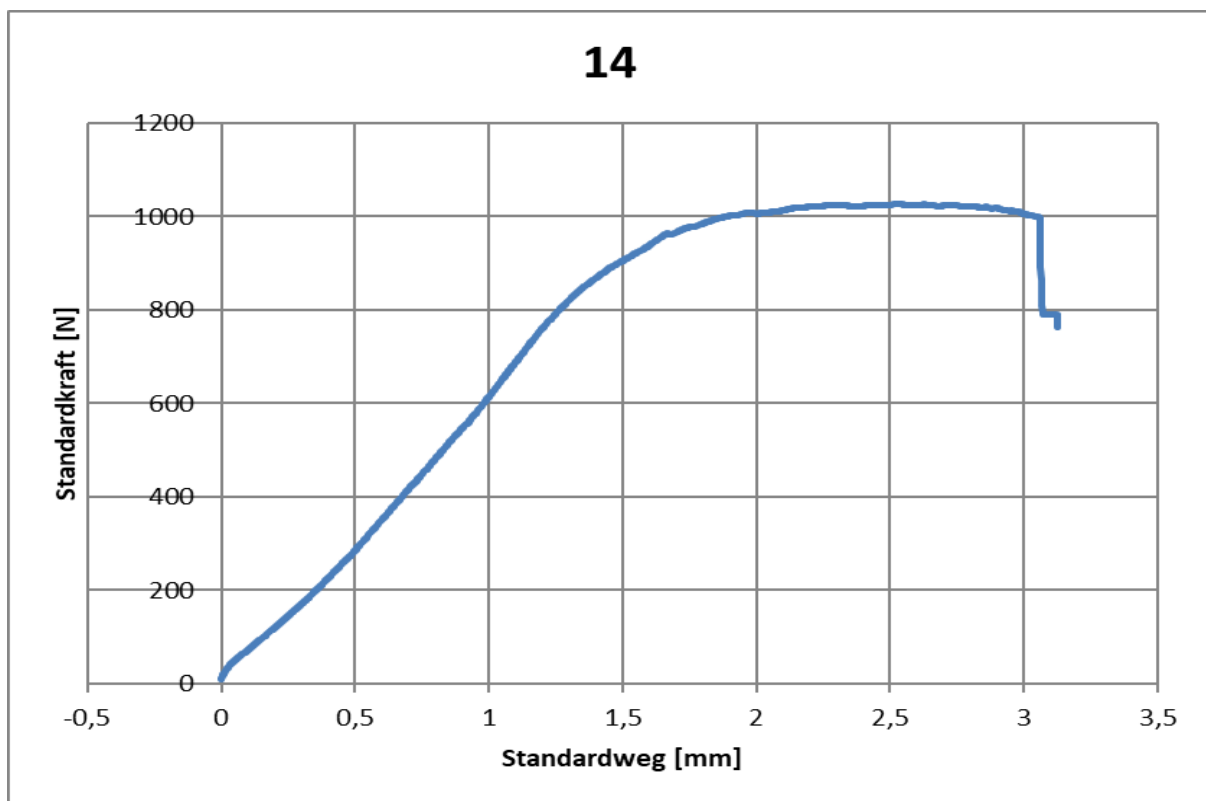


Abb. 45: Typisches Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der Prüfgruppe BL (mit Tube) beim Bruchlastversuchs

Die irreversible Deformation der Implantatschulter sowie des -halses wie auch der palatinale Spalt am Implantat-Abutment-Komplex konnte ebenfalls beobachtet werden, wenn auch nicht in der Ausprägung der Einzelzahnversuche. Genauso zeigte sich bei der Prüfgruppe BL wieder ein niedrigerer Destruktionsgrad des Implantat-Abutment-Komplexes gegenüber der Prüfgruppe BK (*Abb. 46*).



Abb. 46: Vergleich der irreversiblen Deformationen zwischen Kronenprüfkörper BL (links) und BK (rechts) nach dem Bruchlastversuch (ausgebettet)

Deutlich different verhielten sich die beiden Gruppen hinsichtlich des adhäsiven Versagens. Während sich bei der Versuchsgruppe BL viermal eine Verbindung an den Brückenpfeiler löste, kam es bei jedem Prüfkörper der Versuchsgruppe BK zu einem adhäsiven Versagen von mindestens einem Pfeiler, in sieben Fällen waren sogar beide betroffen. Eine Tabelle der auftretenden Versagensmodi der einzelnen Prüfkörper findet sich wiederum im Anhang (vgl. *Tab. 8, Tab. 9* im Anhang 1).

Sowohl die Biegungen der Schrauben (*Abb. 47*), die sich zwar in ihrer Ausprägung geringer darstellten, als auch das Phänomen des Farbabriebs der Tubes verhielten sich analog zur Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“.



Abb. 47: Vergleich der irreversibel deformierten Schrauben von Versuchsgruppe BK (links) und BL (rechts)

5.4 Beurteilung der Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen

Die Abbildungen *Abb. 48*, *Abb. 50*, *Abb. 52* und *Abb. 56* stellen zunächst die Ausgangssituation eines unbenutzten Implantats dar, die als Vergleich für die gealterten Prüfkörper in den unterschiedlichen Vergrößerungen herangezogen wurden. In der Übersichtsaufnahme erkannte man das für die Firma Camlog typische Design der Tube-in-Tube™-Verbindung, die durch drei symmetrisch angeordnete, eckige Nuten in Zylinderform (Breite 0,5 mm, Länge 0,7 mm, Tiefe 1,2 mm) charakterisiert ist (*Abb. 48*). Es war eine bleibende Deformation im Sinne einer Kontusion am vestibulären Anteil der Implantatschulter ersichtlich (*Abb. 49*), die auch bereits makroskopisch beobachtet werden konnte (*Abb. 41*, *Abb. 46*). Diese starke Ausprägung gründete in dem Umstand, dass über die Auslenkung von zwei Millimeter hinaus weiterbelastet wurde, um ein finales Versagensmuster zu erkennen.

Nun verglich man anhand der verschieden stark vergrößerten Detailaufnahmen den Bereich der vestibulären Nut entlang der Implantatschulter. Es zeigte sich bei allen Gruppen, dass sich nach der In-vitro-Alterung und dem Bruchlastversuch die mikroskopische Struktur der Titanoberfläche zum Ausgangszustand trotz makroskopisch ersichtlicher Deformation nicht oder in nur sehr geringem Maße verändert hat. Wenn überhaupt waren lediglich vernachlässigbare Verschleißspuren in der Gegenüberstellung zu erkennen (*Abb. 50*, *Abb. 51*,

Ergebnisse

Abb. 52, Abb. 53, Abb. 54, Abb. 55). Die REM-Aufnahmen der Prüfgruppe KK sollten die Ähnlichkeit stellvertretend für alle Versuchsgruppen darstellen².

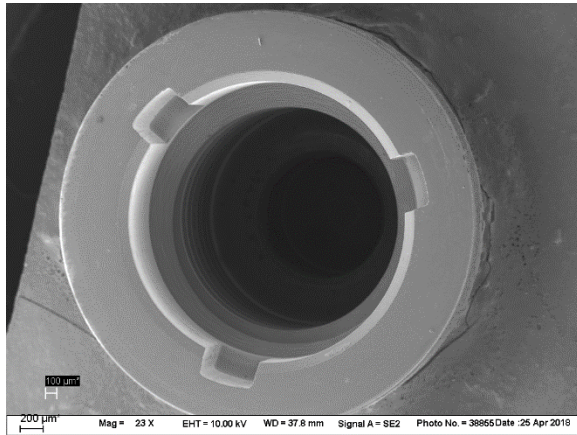


Abb. 48: REM-Aufnahme einer neuwertigen Implantatschulter in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)

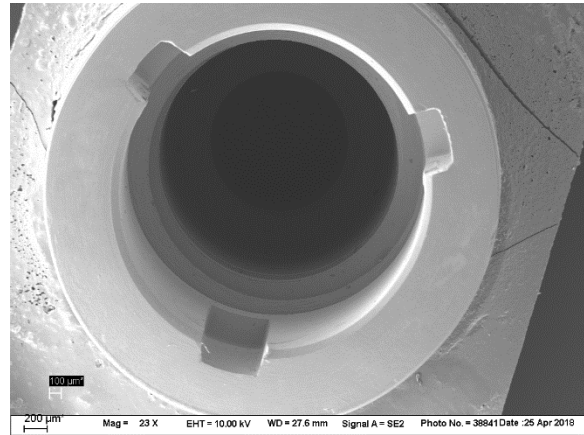


Abb. 49: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)

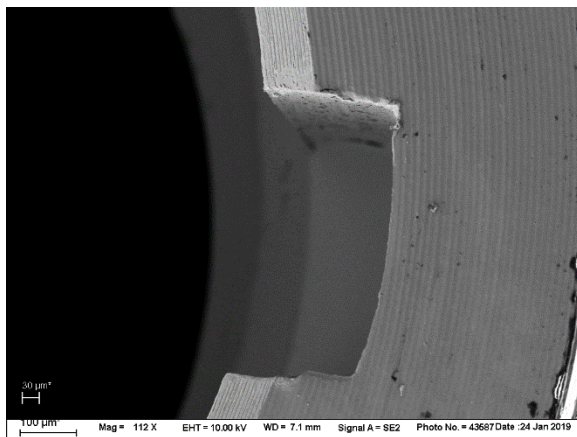


Abb. 50: REM-Aufnahme der vestibulären Nut in 112-facher Vergrößerung (neuwertig)

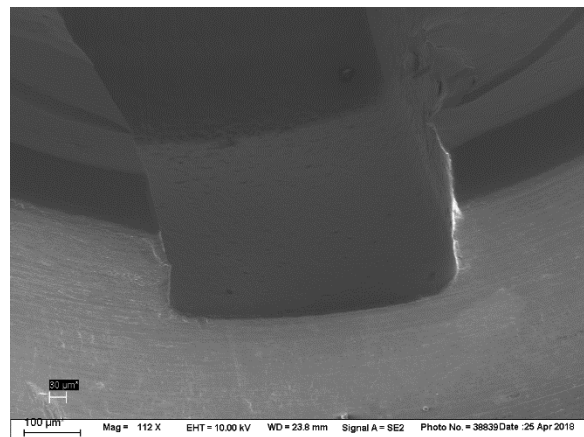


Abb. 51: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung

² Die weiteren Aufnahmen der übrigen drei Versuchsgruppen finden sich im Anhang 2.

Ergebnisse

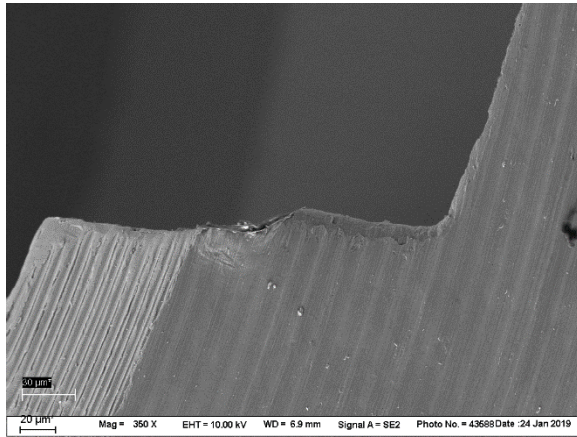


Abb. 52: REM-Aufnahme der vestibulären Nut in 350-facher Vergrößerung (neuwertig)

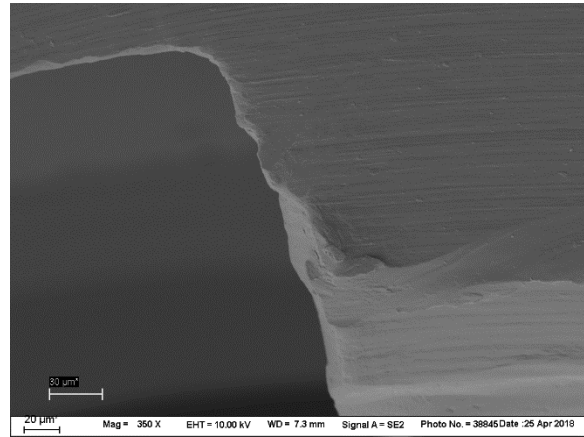


Abb. 53: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung

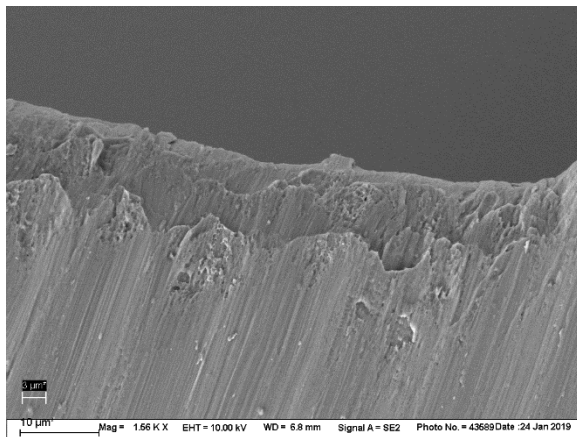


Abb. 54: REM-Aufnahme der vestibulären Nut in 1.560-facher Vergrößerung (neuwertig)

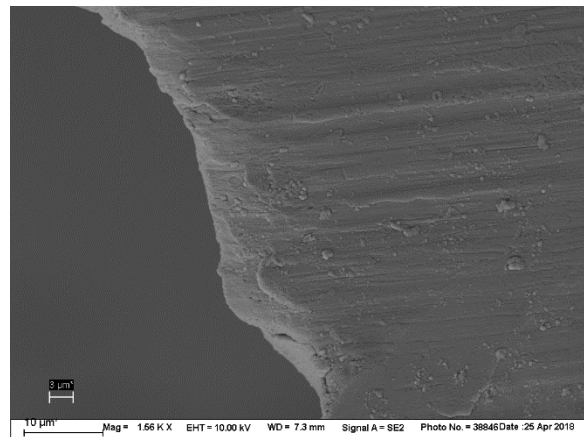


Abb. 55: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung

6 Diskussion

6.1 Fallauswahl

Die verwendeten Prüfkörper spiegeln realistische Patientensituationen wider, die eine implantatprothetische Versorgung von Einzelzahnkronen bzw. dreigliedrigen Brückenkonstruktionen klinisch nachahmen.

Nur in wenigen In-vitro-Studien wurden Prämolaren bzw. Brücken in morphologischem Design entsprechend den Zahnformen auf Belastung sowie deren maximale Bruchlast getestet [92, 154]. Das hier verwendete morphologische Design zeigt dabei eine höhere Analogie zur klinischen Situation, als wenn lediglich Abutments mit einer Stahlkugel als Aufbau für die Belastungsversuche verwendet werden [129, 155]. Andere Studien wurden anhand von Prüfkörpern in Frontzahnkronenform durchgeführt [126, 156]. Hierbei bleibt allerdings zu beachten, dass die höchsten Kaukräfte im Seitenzahnbereich auftreten und die Belastungsrichtung und Wirkung im Vergleich zum Frontzahnbereich differiert. Die Sekundärkonstruktionen setzten sich aus Hybrid-Versorgungen zusammen, die aus monolithischer Oxidkeramikrestaurationen verklebt auf Titanbasen bestanden und zumindest für Einzelzahnkronen mittlerweile ein gängiges Procedere in der Implantatprothetik darstellen [94, 98, 100, 126, 157-159].

6.2 In-vitro-Studien

Der durchgeführte Versuch verlief unter In-vitro-Bedingungen. Es wurde das Verhalten der implantatprothetischen Versorgung in Bezug auf die Abutments mit bzw. ohne Tube-in-Tube™-Technologie anhand einer Labor-Simulation untersucht, die die Gegebenheiten und Kräfte in der Mundhöhle möglichst detailgetreu imitieren soll. Auch wenn dies nur eine Annäherung an die klinische Realität sein kann, müssen alle Materialien oder technische Neuerungen zunächst diese präklinischen Prüfungen durchlaufen, um anschließend Rückschlüsse auf die entsprechende Eignung ziehen zu können. Anschließend sollten die Neuerungen in Tierversuchen und danach an ausgewählten Probanden unter kontrollierten Studienbedingungen eingesetzt werden, bevor sie routinemäßig am Patienten verwendet werden dürfen. Die genaue Vorgehensweise regelt das Arzneimittel- bzw. das Medizinproduktegesetz, sodass Risiken und Nebenwirkungen für Patienten möglichst minimiert werden [160].

Trotz theoretischer Simulation bilden diese standardisierten Tests dennoch die Möglichkeit konstante und reproduzierbare Bedingungen zu schaffen und sind im Gegensatz zu In-vivo-Untersuchungen meist preiswerter und einfacher durchzuführen [160]. Zudem bietet sich ein oftmals besserer Vergleich mit ähnlichen, bereits existierenden Untersuchungen oder Folgeuntersuchungen, da mögliche Bias unter Laborbedingungen effektiver vermieden werden können, als dies unter klinischen Bedingungen möglich ist. Nachdem in dieser Studie noch eine Gegenüberstellung hinsichtlich der maximalen Bruchlast nach überstandener Alterung angestellt wurde, eignet sich eine In-vitro-Untersuchung besonders.

6.3 Materialauswahl und Herstellung der Prüfkörper

Alle verwendeten Materialien durchliefen bereits klinische Untersuchungen, sodass diese mittlerweile erfolgreich am Patienten eingesetzt werden. Wie anfangs erwähnt, gilt das CAMLOG®-Implantatsystem aufgrund seiner sehr guten klinischen Überlebensraten als bewährt [141, 145-147]. Allerdings sieht der Hersteller den klinischen Einsatz von Titanbasen CAD/CAM mit Tube-in-Tube™-Verbindung bei Brücken aufgrund der Notwendigkeit einer exakt parallelen Einschubrichtung als kontraindiziert an, da die notwendige Parallelität der Implantate klinisch nur schwer zu erreichen ist. Parallele Implantatachsen von weniger als 0,54° Abweichung sind handwerklich beinahe unmöglich, zumal auch meist die anatomischen Gegebenheiten samt Knochenniveau nicht gegeben ist (vgl. „2.4.5 Klinische Problematiken der Tube-in-Tube™-Verbindungen“). Daher kommen standardmäßig bei Brückenkonstruktionen speziell entwickelte Titanbasen ohne Tube (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM, Brücke, Durchmesser 3,8 mm, CAMLOG Vertriebs GmbH) zur Anwendung [152].

Als Material für die Suprakonstruktionen diente vollstabilisiertes, monolithisches Zirkonoxid mit kubisch-tetragonalem Mischgefüge. „IPS e.max ZirCAD MT Multi“ besitzt Herstellerangaben zufolge einen Zusammensetzungsgradienten, beginnend von 4-molprozentigem Yttriumoxid stabilisierten, tetragonal-polykristallinen Zirkonoxiden (4Y-TZP) hin zu 5Y-TZP Zirkonoxiden. Dies soll eine ausreichende Stabilität einhergehend mit verbesserter Ästhetik garantieren. Bei diesen transluzenteren Dentalzirkonoxiden wurde der Gehalt an Yttriumoxid von drei auf vier bzw. fünf Molprozent erhöht, was zu höheren Korngrößen und somit weniger Korngrenzen, geringerer Licht-Doppelbrechung und Lichtstreuung führt [7, 8]. Der Indikationsbereich von „IPS e.max ZirCAD MT Multi“ erstreckt sich auf vollanatomische Kronen und dreigliedrigen Brücken [161]. Die designten Zähne sowie die Maße der Brücken liegen im Bereich der Normwerte für Prämolaren bzw. Molaren [21,

162]. Durch eine Biogenerik-Kopie konnte das Außendesign der Kronen- und Brückenanatomie analog gestaltet werden. Die CAD/CAM-Verarbeitung der Rohlinge bietet höhere biomechanische Materialeigenschaften als gesinterte Keramiken. Gleichzeitig liefert der Fräsvorgang exakt reproduzierbare Restaurationen, welche zu einer weiteren Objektivierbarkeit zwischen den Prüfgruppen führen [6, 163]. Um den Fertigungsweg vom Unternehmen Camlog nicht zu verlassen, wurden die Restaurationen auf Basis der Konstruktionsdatensätze bei DEDICAM, dem Fertigungszentrum von Camlog, gefräst.

Das verwendete adhäsive Befestigungskomposit Multilink Hybrid Abutment (Multilink Hybrid Abutment H0, Ivoclar Vivadent) weist hinsichtlich der retentiven Festigkeit gute Werte auf. Dieses Material scheint gerade nach dem Thermocycling anderen Befestigungskompositen, beispielsweise RelyX-Unicem (3M Deutschland GmbH, Seefeld) oder Panavia 21 (Kuraray Co. Ltd., Japan) hinsichtlich der Verbundfestigkeit überlegen zu sein [164].

Die Herstellung der Prüfkörper samt den selbsthärtenden Laminierharz-Blöcken (DPC-Laminierharz LT 2, Duroplast-Chemie Vertriebs GmbH) geschah unter Anlehnung an die ISO-Norm 14801. Der E-Modul des Harzes ähnelt mit 2,0 – 2,2 GPa dem trabekulären Knochen im Oberkiefer [165]. Entsprechend bereits existierender In-vitro-Studien und der ISO-Norm wurde an den Implantaten ein Knochenrückgang von drei Millimetern simuliert, sodass die Implantate bis zur ersten Schraubenwindung eingebettet wurden [92, 154, 166]. Dadurch soll der klinische Bezug zu nicht idealtypischen, jedoch klinisch relevanten und realistischen Situationen erhöht werden, bei denen etwa Periimplantitis mit Knochenabbau auftreten können [167, 168]. Dies erhöht die klinische Relevanz und bedeutet gleichzeitig eine Simulation unter Extrembelastung.

Nach dem Einbetten wurden die „implantierten“ Laminierharz-Blöcke willkürlich auf die Prüfgruppen aufgeteilt, sodass ein möglicher Trainingseffekt einhergehend mit einer Qualitätsverbesserung vermieden wurde. Dieser wurde auch bei der Verklebung der Abutments ebenfalls versucht zu umgehen, indem jeweils zwei Prüfkörper jeder Untersuchungsgruppe im Wechsel hergestellt wurden.

Das Zusammenfügen aller Komponenten zu fertigen Prüfkörpern wurde unter strikter Beachtung der Anwenderrichtlinien durchgeführt, sodass der Herstellungsprozess der Prüfkörper dem einer klinischen Restauration gleichkam. Daher wurde auch im Zuge der Verschraubung auf die Verwendung eines digitalen Drehmomentmessers verzichtet, da der Behandler intraoral die Suprakonstruktionen in der Regel mittels einer manuellen Drehmomentratsche einbringt. Genauso wurde der einsetzende „Settling Effect“ durch das

Nachziehen der Schraube nach zehn Minuten vermieden, sodass die Vorspannung nochmals erhöht wurde [109].

Um verlässliche und vergleichbare Ergebnisse erzielen zu können, wurde also durch einen möglichst stereotypen Aufbau der Prüfkörper unter gleichzeitigem Einhalten der Herstellerempfehlungen versucht, vergleichbare Versuchsbedingungen zu schaffen.

6.4 In-vitro-Alterung im Kausimulator

Um die hergestellten Prüfkörper möglichst unter realistischen Bedingungen altern zu lassen, müssen verschiedene Faktoren berücksichtigt werden. Dazu zählen zum einen die immer wieder auf die Restaurationen einwirkende Kaukräfte und zum anderen das feuchte Milieu der Mundhöhle, das mit Temperaturschwankungen durch Nahrungs- bzw. Flüssigkeitsaufnahme einhergeht. Speziell hierfür entwickelte Kausimulatoren versuchen, diese Situationen möglichst detailgetreu und kliniknah nachzuahmen.

Die durchschnittliche physiologische Kaukraft beträgt im Molarenbereich zwischen 40 und 140 N und nimmt nach anterior hin ab [169]. Folglich bewegt sich die eingesetzte In-vitro-Kraftaufwendung im oberen Bereich der Durchschnittswerte. Dennoch werden durch die Simulation weitere einwirkende Kräfte durch Schluck- bzw. eventuellen Bruxismusvorgänge im vorliegenden Versuch nicht berücksichtigt. Diese liegen in etwa bei fünf bis 15 N bzw. 70 bis 700 N [62, 63, 169]. Die statischen Okklusionskräfte im Kausimulator trafen in einer Achsneigung von 30° auf die Restauration auf, sodass auch extraaxiale Kraftvektoren analog zu möglichen In-vivo-Bedingungen zur Geltung kamen.

Parallel zu den Kauvorgängen wurde eine Temperaturwechselbelastung mithilfe eines Thermozykliegeräts, das im Kausimulator (Kausimulator CS-4; SD Mechatronik) integriert ist, entsprechend der Willytec-Technologie durchgeführt. Dabei wurden die Haltezeiten von jeweils 30 s bei 5 °C und 55 °C mit destilliertem Wasser eingestellt, wobei simultan zur laufenden mechanischen Alterung 16.800 Zyklen absolviert wurden. Thermomechanische Belastung sowie die Präsenz von Flüssigkeiten führen aufgrund resultierender Dimensionsänderungen der Materialien zur Verschlechterung der Materialeigenschaften. Allerdings müssen die exakten Auswirkungen auf einzelne Materialien, Materialkombinationen sowie Restaurationstypen noch weiter erforscht werden [12, 170-172].

Zwei Millionen Zyklen entsprechen einer In-vivo-Belastungsperiode von etwa acht Jahren, da laut Literatur pro Jahr circa 250.000 Kauvorgänge stattfinden [173-175]. Insgesamt kann man

sagen, dass die in dieser Versuchsreihe getesteten Prüfkörper einerseits mehr Kauzyklen und andererseits mit 120 N höheren Kaukräften im Vergleich zu ähnlichen Untersuchungen ausgesetzt waren [13, 92, 126, 156, 157, 166, 175-180].

Werden vorweg die Prüfkörper nach der In-vitro-Alterung im Gesamten betrachtet, ergibt sich insgesamt eine Erfolgsquote von 95 %. Lediglich drei Prüfkörper versagten während der künstlichen Alterung im Kausimulator. Wenn man diesen Anteil mit anderen Studien vergleicht, zeigt sich, dass die Versagensraten ähnlich niedrig ausfallen [13, 92, 104, 156, 175, 177, 181]. Daraus kann gefolgert werden, dass die hier verwendeten Materialien und deren Verbund kontinuierlich hohe Kräfte samt wechselnden Temperaturen im feuchten Milieu Stand halten. Zu betonen sind in der vorliegenden Arbeit allerdings nochmal die vergleichsweise hohen Belastungsanforderungen an den Gesamtkomplex.

Dass alle Prüfkörper auch oberflächliche Gebrauchsspuren am vestibulären Höcker im Kontaktbereich zum Druckstempel vorweisen, scheint bei 2.000.000 Zyklen nicht verwunderlich. Derartige Verfärbungen konnten auch in vergleichbaren Studien nach der In-vitro-Alterung beobachtet werden [156, 175]. Entscheidend sind mikroskopische Veränderungen des Zirkonoxids. Auch wenn unter Zuhilfenahme eines Mikroskops exklusive der Verfärbungen keine auffälligen Strukturveränderungen beobachtet werden konnten, verschlechtern sich langfristig trotzdem die Materialeigenschaften auf molekularer Ebene. Das Zusammenspiel von Wasser und Temperaturwechsel induziert einen Übergang von der tetragonalen zur monoklinen Kristallstruktur an der Zirkonoxidoberfläche, die sich nachteilig auf diese auswirken. Die genauen physikalischen und chemischen Veränderungen sowie Zusammenhänge werden momentan näher erforscht [170, 171]. Für genauere Untersuchungen der Keramik würden gesonderte Strukturanalysen nötig werden, die für die vorliegende Themenstellung aktuell allerdings keinen Mehrwert bringen.

Auch wenn Schraubenlockerungen sowie -frakturen klinisch gesehen des Öfteren vorkommen und immer noch eine Schwachstelle der Implantat-Abutment-Verbindung darstellen [165, 182, 183], scheinen die genannten Problematiken in dieser In-vitro-Untersuchung während der Alterung eine untergeordnete Rolle zu spielen. Bei lediglich einer von insgesamt 90 Schrauben kam es zu einer Lockerung, sodass dieser Zwischenfall als singuläres Ausnahme interpretiert werden kann und keinem bestimmten Muster zuzuordnen ist. Allgemein scheinen In-vitro-Untersuchungen eher nur geringen negativen Einfluss auf die Beständigkeit der Schraubenverbindung zu haben [156, 166, 176, 177, 180, 184].

Essentiell für den Erfolg scheint allerdings die Kenntnis und das Kompensieren des „Settling Effects“ [109, 110].

Gegen Ende der Kausimulation löste sich von zwei Brückenprüfkörpern ohne Tube die verklebte Kronen-Abutment-Verbindung an der Kronen-Innenfläche. Dies scheint keine Einzellerscheinung darzustellen, da auch während des sich anschließenden Bruchlastversuchs solche adhäsive Versagensmuster, insbesondere bei Brückenprüfkörpern, auftraten. Mögliche Erklärungsversuche werden daher im Kapitel „6.5 Bruchlastversuch“ dargestellt.

6.5 Bruchlastversuch nach Alterung

Im Anschluss an die Alterung wurde erneut in Anlehnung an die ISO-Norm 14801 der Bruchlastversuch durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit mit existierenden Studien herstellen zu können. Hinsichtlich der einzustellenden Parameter, wie dem Kraftangriffspunkt, der eintreffenden Krafrichtung oder der Belastungsgeschwindigkeit, erfolgte eine Orientierung an ähnlichen, bereits existierenden Studien sowie an der ISO-Norm [92, 126, 156, 180]. Eine 0,5 mm dicke Zinnfolie sollte eine flächigere Kraftverteilung des stählernen Druckstempels gewährleisten.

6.5.1 Bruchlastwerte

Ein zentraler Punkt in Bezug auf den finalen Belastungstest stellt die Frage nach dem geeigneten Endpunkt der Belastung dar. Folglich gilt es zunächst zu klären, wann ein Prüfkörper objektivierbar das Kriterium einer Deformation erfüllt. Dabei unterscheiden sich die Herangehensweisen verschiedener Studien. Während die Prüfkörper endgültig bis zu einer Fraktur belastet werden können, was also einem Kraftabfall im Kraft-Weg-Diagramm mit sich bringt [185], testeten andere Autoren solange, bis es zu einer Abweichung der graphischen Linearität im Kraft-Weg-Diagramm kam [177, 186]. Eine weitere Möglichkeit zur Definition des Versagenskriteriums besteht darin, dass ein Unterschreiten eines bestimmten Bruchlastwertes den Bruchlastversuch des jeweiligen Prüfkörpers beendet. Dieser Wert ist für jeden Prüfkörper individuell und davon abhängig, wann die Kraft unter einen festgelegten Prozentsatz der Maximalbelastung abfällt. Sundh et al. wählten beispielsweise den Kraftabfall unter ein Prozent des Maximalwerts als Endpunkt aus, wohingegen Truninger et al. 20 Prozent als Grenze setzten [156, 187]. Die in dieser Studie angewendete Grenze orientierte sich an den Untersuchungen von Butz et al. sowie Stimmelmayer et al. Die Autorenguppen legten die

Frakturen einzelner Komponenten, einen Kraftabfall oder eine Auslenkung einer definierten Wegstrecke im Kraft-Weg-Diagramm als Versagenskriterien fest [92, 166]. Die Grenze wurde bei zwei Millimetern Auslenkung der Zahnkrone angesetzt. Dies entspricht in etwa der 20-fachen physiologischen Beweglichkeit eines gesunden Prämolaren [21]. Bei Vorliegen eines gesunden Parodonts bzw. einer suffizienten Versorgung ist diese hypothetische Auslenkung nicht erreichbar und dient eher als Vergleichswert für andere In-vitro-Untersuchungen.

Nachdem keiner der 57 getesteten Prüfkörper weder durch Kraftabfall noch sichtbaren Frakturen vor der definierten „2-mm-Versagensgrenze“ versagte, kam diese bei allen als Endpunkt zum Tragen. Streng genommen wird bei Metallen die Deformation durch eine irreversible Umwandlung der Gitterstruktur definiert. Dazu muss die sog. Fließgrenze überschritten werden, ab der dann von einer irreversiblen, plastischen Verformung des Metalls gesprochen wird. Diese Problematik zeigt sich auch am Interface zwischen Implantatschulter und Abutment.

Im Gegensatz dazu würde die Gegenwart von Keramikschnittstellen eine deutlich höhere Anzahl an Frakturen vor dem Erreichen von zwei Millimetern Wegstrecke hervorrufen [92, 126, 156], da eine Auslenkung samt Umwandlung der Gitterstruktur bei keramischen Werkstoffen nicht in diesem Maße möglich ist. Dadurch hätte man also in diesen Fällen vermutlich exakt bestimmbare Versagensgrenzen. Es können die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Bruchlastwerte somit wegen der nicht bestimmbaren Phasenumwandlung in Frage gestellt werden, doch es zeigt sich gleichzeitig, wie unterschiedlich die Studien ihre Versagenswerte determinieren.

Werden nun die Versagenswerte der einzelnen Untersuchungsgruppen im vorliegenden Versuch verglichen, kristallisieren sich bei beiden höhere Bruchlastwerte mit den Tube-in-Tube™-Verbindungen heraus. Die Prüfgruppen KL und BL scheinen im Gegensatz zu denen ohne Tube also gegen einwirkende Kräfte belastungsresistenter zu sein. Prüfkörper von KL tolerieren im Mittel circa 80 N mehr Widerstand, die Brücken-Prüfkörper mit Tube sogar 300 N. Somit bestätigt sich die aufgestellte Nullhypothese, die von erhöhten Stabilitätswerten bei einer Existenz einer Tube-in-Tube™-Verbindung ausging. Gleichzeitig werden in diesem Zuge die Schlussfolgerungen von Steinebrunner et al. bekräftigt, dass sich Tube-in-Tube™-Verbindungen mit Rotationsschutz positiv auf Bruchfestigkeit und Langlebigkeit auswirken. Laut der Autorengruppe folgern die Hersteller die erhöhten Stabilitätswerte aufgrund einer formschlüssigen Tube-in-Tube™-Verbindung. Dieser Effekt soll bei einem Verhältnis von

„Tube-Länge“ zu „Tube-Durchmesser“ größer 1,4 wirksam werden [13]. Das Verhältnis von etwa 2,13 bei KL bzw. BL erfüllt dementsprechend in der vorliegenden Untersuchung das Kriterium, wohingegen KK mit 0,59 und BK mit 0,08 deutlich unter dem Wert von 1,4 liegen (vgl. *Tab. 5*). Es sei angemerkt, dass die Relation auch innerhalb des CAMLOG®-Implantatsystems variiert: Zwar bleibt die Tube-Länge von 5,4 mm konstant, doch der Tube-Durchmesser unterscheidet sich in Abhängigkeit zum Implantat-Durchmesser. Dennoch erfüllt auch der vom CAMLOG®-System größte, verfügbare Durchmesser mit 6,0 mm die Zielvorgabe von 1,4 mit einem Quotienten von 1,53 [142].

	Tube-Länge in mm	Tube-Durchmesser in mm	Verhältnis Länge/ Durchmesser
KL	5,4	2,53	2,13
KK	1,50	2,53	0,59
BL	5,4	2,53	2,13
BK	≈ 0,2	2,53	0,08

Tab. 5: Verhältniswerte zwischen „Tube-Länge“ und „Tube-Durchmesser“ der einzelnen Prüfgruppen

In folgenden Untersuchungen könnte nun das ideale Verhältnis und damit die optimale Länge des Tubes eruiert werden, da der Tube-Durchmesser meist aufgrund des Implantat-Durchmessers limitiert wird.

Bei anderen etablierten Implantatsystemen liegen die Verhältniswerte gerade bei „butt joint“-Verbindungen unter eins, sodass der Effekt nicht seine Wirkung entfalten kann. Das konische Replace-Select System (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) liegt beispielsweise mit einer Relation von 1,36 noch am ehesten im Bereich von 1,4 [13]. Bei konischen Implantat-Abutment-Verbindungen kann gegebenenfalls durch die verlängerte Führungsfläche der Komponenten also ein abgeschwächter Tube-in-Tube™-Effekt diskutiert werden [141, 143].

Die Stabilitätsgewinne der Restaurationen helfen dabei, dass Mikrospalten zwischen Titanklebebasis und Restauration erst bei erhöhter Krafteinwirkung entstehen. Da auftretende

Mikrospalte entlang der Implantat-Abutment-Verbindung verstärkt zu Knochenabbau um das Implantat herum führen [10, 188], kann mithilfe der Tube-in-Tube™-Verbindung diesem Risiko scheinbar entgegengewirkt werden.

Die Kausimulation samt Thermocycling führt zu einer Verringerung der maximalen Bruchfestigkeitswerte. Auch wenn diese Versagenswerte vor der Alterung in der vorliegenden Studie wegen der fehlenden klinischen Relevanz nicht bestimmt wurden, wurde dieser Effekt in anderen Studien bereits nachgewiesen. Bei In-vitro-Untersuchungen von Gehrke et al. resultierte nach 5.000.000 Zyklen ein Verlust der Bruchlast von etwa 400 N [189, 190].

Werden die vorliegenden Bruchlastwerte mit anderen Studien verglichen, wird deutlich, dass zum einen auf die verwendeten Materialien und zum anderen auf die Belastungsrichtung während der Kausimulation geachtet werden muss. Axiale Belastungen während des Bruchlasttests führen bei den Restaurationen mit Titanbasen als Zwischenstruktur zu deutlich höheren Bruchlastwerten. Elshiyab et al. gaben für Hybridabutmentkronen aus Zirkonoxid Versagenswerte von knapp 3.200 N an [99], Stimmelmayer et al. für dreigliedrige Zirkonoxid-Brücken mit Titanbasis von etwa 2.580 N [154]. In einem Großteil der Studien hat sich nicht nur bei der Kausimulation, sondern auch beim Bruchlasttest ein Winkel von 30° zwischen Implantatkörper und Druckstempel etabliert [80, 92, 107, 130, 156, 191]. Einen sehr ähnlichen Versuchsaufbau zur vorliegenden Studie publizierten Stimmelmayer et al. Dabei untersuchten sie Prämolarenkronen aus Zirkonoxid, die unter anderem ebenfalls auf Universal Titanbasen (Camlog Universal-Abutment, CAMLOG Vertriebs GmbH) verklebt waren. Der Belastungswinkel zur Implantatachse belief sich auch auf 30°, wohingegen die Belastung während der Kausimulation mit 1.200.000 Zyklen im Gegensatz zur vorliegenden Untersuchung mit 2.000.000 Zyklen deutlich geringer ausfiel. Ein Versagen trat im Mittel bei rund 1.000 N auf [92].

Nicht axial belastete Brücken zeigten in einer Studie von Saker et al. geringere Bruchlastwerte von knapp 540 N. Allerdings kamen dort Brücken aus Lithiumdisilikatkeramik verklebt auf Titanbasen im Frontzahnbereich zur Anwendung [192]. Deutlich geringer sind die Bruchlastwerte, wenn statt Titanbasen reine Zirkonoxid-Abutments zum Einsatz kommen [92, 126, 156, 180]. Daher sind Vergleiche von absoluten Zahlenwerten aus unterschiedlichen Studien kritisch anzusehen und müssen unter Berücksichtigung des Versuchsaufbaus immer hinterfragt und eingeordnet werden.

Die Versorgung sollte auch nach achtjähriger Alterung noch bestimmte Bruchlastwerte aufweisen, um über den getesteten Zeitraum hinaus den Langzeiterfolg der Restauration zu

gewährleisten. Klinisch sollten sie dementsprechend weiterhin erhöhten Kaukräften, beispielsweise beim Auftreten von Bruxismus, Stand halten. Untersuchungen zeigten maximale Kaukräfte im Prämolarenbereich von etwa 370 N, im Molarenbereich von etwa 620 N [62, 193]. Alle Prüfgruppen der vorliegenden Arbeit würden im Mittel diesen Anforderungen nach der Alterung widerstehen. Dennoch ist es sinnvoll, bei vollkeramischen Restaurationen einen zusätzlichen Sicherheitspuffer über die genannten Kaukräfte hinaus zu fordern. Dadurch können eventuell darüberliegende Kaukraftmaxima abgefangen werden und den Langzeiterfolg der Versorgung sichern [194]. Zieht man zum Beispiel die Autorengruppe Korber und Ludwig heran, die einen Zuschlag von 200 N empfehlen, helfen die Stabilitätsgewinne der Tubes, um die gestellten Richtlinien an die Versorgungen zu erfüllen [195].

Betrachtet man die Standardabweichungen der Untersuchungsgruppe „Einzelzahnkrone“ aus dem Ergebnisteil (vgl. „5.2.3 Gegenüberstellung der Bruchlastwerte“), so fällt auf, dass die Prüfgruppe KL trotz größerer Mittelwerte eine geringere Standardabweichung von 34,0 N im Vergleich zu KK mit 41,5 N aufweist (vgl. *Tab. 4*). Daher kann postuliert werden, dass Tube-in-Tube™-Verbindungen die Streuung der Bruchlastwerte verringern und damit vorhersehbarere Ergebnisse generieren können.

6.5.2 Versagensmodus

Da sich in der vorliegenden Studie bei der „2-mm-Versagensgrenze“ weder ein Kraftabfall noch eine Fraktur abzeichneten, wurden die Prüfkörper bis zu ihrer absoluten Deformation weiterbelastet, bis eines der genannten Ereignisse eintrat. Der klinische Nutzen dieser Versagensgrenze ist dabei gleichzeitig in Frage zu stellen, da Auslenkungen jenseits von zwei Millimeter in vivo nicht vorkommen sollten [21]. Trotzdem ergeben sich dadurch weitere aufschlussreiche Mechanismen, die eine Tube-in-Tube™-Verbindung mit sich bringt. Die Deformationen der Implantatschultern im Anschluss an den Versuch sind bei allen Prüfkörpern mit Tube wesentlich geringer (*Abb. 41, Abb. 46*). Der Tube scheint also durch seine lange Führungsfläche die Kraft auf größere Teile des Implantats auszubreiten, sodass die Belastung auf die Implantatschulter sowie auf die Schrauben verringert wird. Auch wenn die korrespondierenden Flächen auf der palatinalen Innenfläche des Implantatkörpers nicht untersucht wurden, konnten zumindest von außen keine Destruktionen in Form von Rissen oder gar Frakturen festgestellt werden. Der Tube scheint also einerseits stabilisierend auf den Implantatkörper, andererseits auch auf die Schrauben zu wirken, die im Vergleich zu den Prüfgruppen KK und BK eine geringere Biegung aufwiesen (*Abb. 43, Abb. 47*).

Obwohl in der vorliegenden Studie keine Schraube frakturierte, wird möglicherweise mithilfe des Tubes die Gefahr von Schraubenbrüchen minimiert. In zahlreichen In-vitro-Studien, in denen allerdings andere Implantatsysteme verwendet wurden, werden derartige Frakturen unter anderem schon während der Kausimulation beschrieben [104, 124, 196, 197]. Quek et al. beschrieben bei 13 von 60 Prüfkörpern Schraubenbrüche, wobei bei jedem der vier getesteten Implantatsysteme mindestens ein Bruch vorlag [104]. Gerade externe, hexagonale „butt joint“-Verbindungen sind scheinbar etwas anfälliger für Schraubenfrakturen. Dies zeigten Khraisat et al., bei denen alle sieben getesteten Schrauben während der Kausimulation versagten [124]. Dort erfolgt im Gegensatz zu konischen Verbindungen die Kraftübertragung auf den Implantatkörper lediglich über die Schraube, die folglich als Schwachstelle gilt [126, 198]. Vor allem nicht axial wirkende Kräfte können konische Verbindungen besser aufnehmen und halten dadurch einen Teil der Kräfte vom Schraubengewinde fern [125, 126, 198-200].

Ähnliche Deformationen an den Implantatschultern und Schrauben beobachteten Sailer et al. sowie Truninger et al. Sie sprachen in diesem Zusammenhang auch von einem positiven Einfluss auf die Biegefestigkeit der Restaurationen, wenn metallische Komponenten am Implantat-Abutment-Komplex miteinander in Verbindung stehen [126, 156].

Ein Lösen zwischen Abutment und Suprakonstruktion gehört klinisch nach wie vor zu den häufiger auftretenden Versagensproblematiken [201]. Das Lösen der Keramik vom Abutment wird hier als adhäsives Versagen bezeichnet, da die Prüfkörper laborseitig verklebt und intraoral lediglich verschraubt wurden. In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich dieses Versagemuster vorrangig im Sinne eines adhäsiven Versagens während des Bruchlasttests, wobei dies gehäuft bei Prüfkörpern ohne Tube auftrat. Ob und wie sich die Tube-in-Tube™-Verbindungen auf dieses Komplikationsschema auswirken, konnte wegen fehlender Literatur nicht verglichen werden. Doch es scheint so, als wirke der Tube zumindest in dieser Studie stabilisierend hinsichtlich eines adhäsiven Versagens.

Im auseinander geschraubten Zustand ging die durchmesserspezifische, oxidbeschichtete Farbcodierung der Titanbasen an den Prüfgruppen KL und BL auf der palatinalen Seite aller Tubes in unterschiedlicher Ausprägung verloren (*Abb. 44*). Allerdings wurde die Stärke des Titanabriebs in der vorliegenden Studie nicht mit untersucht. Als erwiesen gilt jedoch, dass Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Verbindung vorkommen [129, 130, 137] und sich diese durch die Kraftübertragung weiter auf den Tube samt korrespondierender Fläche ausbreiten und zu Reibeverleiß führen. Mikrobewegungen induzieren folglich entlang der Implantatschulter sowie innerhalb des Implantatkörpers Mikrospalten, die langfristig zu

Periimplantitis und Knochenabbau führen können [10, 188]. Mikrobewegungen spielen auch bei den Prüfgruppen ohne Tube eine Rolle, wobei der Vergleich zu KL und BL in dieser Studie nicht möglich scheint.

Darüber hinaus treten auch schon während der Kausimulation Deformationen im Bereich der Implantatschulter herstellerübergreifend auf [129, 130, 137, 202]. Dieses Phänomen beschrieben Nelson et al. in ihrer In-vitro-Untersuchung, das mittels Synchron-Röntgen-Radiographie nachgewiesen wurde. Während einer extraaxialen Belastung von 250 N kam es zu reversiblen Deformationen in horizontaler Richtung von bis zu 110 μm [130].

An neun Prüfkörpern von KK sowie an einem Prüfkörper von KL der vorliegenden Arbeit beendete eine Keramikfraktur am vestibulären Höcker den Bruchlastversuch, sodass dort Beschädigungen der Keramik sichtbar waren. Die restlichen 47 getesteten Prüfkörper zeigten unter dem Mikroskop keine Veränderungen auf der Oberfläche der keramischen Suprakonstruktion, wie zum Beispiel Rissbildungen (vgl. *Tab. 6, Tab. 7, Tab. 8, Tab. 9* im Anhang 1). Allerdings können auch dort letztlich keine Deformationen ausgeschlossen werden. Hierzu wäre eine weitaus aufwendigere Strukturanalyse notwendig.

Am Ende dieses Kapitels bleibt zu diskutieren, ob sich bestimmte prothetische Schwachstellen im Implantat-Abutment-Komplex im Zweifelsfall als kleineres Übel – im Sinne einer Sollbruchstelle bei Überbelastung des Gesamtkomplexes – darstellen. So konnten in der vorliegenden Arbeit unterschiedliche Versagensmuster während der durchgeführten Versuche beobachtet werden. Die drei Prüfkörper, die während der Kausimulation durch eine Schraubenlockerung bzw. zweimaliges Lösen des Klebers versagten, hätten ohne großen Aufwand erneut versorgt werden können, da das Implantat selbst nicht beschädigt wurde. Somit kann von einer prothetischen Komplikation gesprochen werden. Ähnliches gilt auch bei Keramikfrakturen im Bereich der Suprakonstruktion. Schwieriger gestalten sich Schraubenbrüche, bei denen die Tiefe der Fraktur eine tragende Rolle spielt, inwieweit eine erneute Verschraubung oder die Entfernung des apikalen Schraubenanteils noch möglich ist [107, 111]. Bei Beschädigungen des im Körper eingewachsenen Implantats ist eine adäquate, langfristig suffiziente Re-Versorgung nicht zu erreichen [191]. Je größer die Deformationen im Bereich des Implantathalses sind, desto unwahrscheinlicher die Möglichkeit einer suffizienten Re-Versorgung und desto eher das Risiko einer notwendigen Explantation. Bei Implantatfrakturen ist diese unumgänglich.

Durch die hohe Biegefestigkeit des hier verwendeten Zirkonoxids wird die Kraft auf die Implantatschulter übertragen, wobei der Tube die resultierende Deformation etwas zu verringern scheint.

Dennoch würden sich eher Teile der Suprakonstruktion als „Stressbreaker“ empfehlen, um das Risiko einer Deformation oder Beschädigung des Implantats zu minimieren. Alternativ kann für Einzelzahnkronen sowie dreigliedrige Brücken, deren endständiger Pfeiler in der distalen Dimension maximal der zweite Prämolare ist, auf monolithische Lithiumdisilikatkeramiken zurückgegriffen werden [203]. Klinisch werden derartige Hybrid-Versorgungen bereits eingesetzt [79, 94, 100]. Die Biegefestigkeit gegenüber moderner Zirkonoxide ist zwar geringer [7, 163], gleichzeitig könnte dies eine Beschädigung des Implantats verhindern, da sich zunächst die Keramik als die Schwachstelle des Komplexes darstellen könnte. Daher sollte bei der Materialwahl dieser Aspekt berücksichtigt werden, wobei über verschiedene monolithische Materialien mit konfektionierten Titanbasen und über deren Auswirkungen der Deformationen an den Implantatschultern keine Referenzwerte existieren.

Dass verschraubte Einzelzahnkronen aus monolithischen Lithiumdisilikatkeramiken durchaus auch eine Alternative sein können, zeigt die In-vitro-Studie von Obermeier et al. Hierbei waren die Bruchlastwerte im Vergleich zu den verschraubten Suprakonstruktionen aus Zirkonoxid, die mit verschiedenen Keramiken verblendet wurden, ähnlich hoch. Die monolithischen Versorgungen wiesen zusätzlich die geringste Standardabweichung der Bruchlastwerte auf, das von allen Gruppen die größtmögliche Vorhersehbarkeit hinsichtlich des Versagens impliziert [204].

Bei Brückenkonstruktionen mit endständigem Pfeiler distal des Prämolaren stellt ein Austausch des Materials hinzu solchen mit geringerer Biegefestigkeiten wegen fehlender Herstellerfreigabe keine Option dar [161, 203]. Das Phänomen der Deformationen erweist sich an den Implantatschultern im Vergleich zu den Einzelzahnkronen jedoch deutlich geringer bei der Untersuchungsgruppe der Brücken (*Abb. 41, Abb. 46*) und tritt erst bei höheren Kräften (vgl. *Tab. 4*) auf. Deshalb kann die sich ergebende Problematik klinisch eventuell noch eher toleriert werden, sollte auf eine verschraubte, monolithische Brücke nicht verzichtet werden wollen, da mögliche materialtechnische Alternativen fehlen. In der Folge sind dann aber wieder Tube-in-TubeTM-Verbindungen hilfreich, sodass sich geringere negative Auswirkungen auf die Implantatschultern ergeben.

6.6 Rasterelektronenmikroskop-Aufnahmen der Implantatschultern

An den Implantatschultern wird ein Großteil der Kraft auf den Implantatkörper übertragen. Durch die Geometrie der Titanbasen für Einzelzahnkronen zentriert sich beim CAMLOG®-Implantatsystem die Kraftfortleitung obendrein an den Nuten des Rotationsschutzes. Aus diesem Grund wurden die REM-Aufnahmen der einzelnen Gruppen dort beispielhaft an der vestibulären Nut vergrößert. Es konnten allerdings keine Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen mit und ohne Tube entdeckt werden.

Die wenn auch sehr geringen Verschleißspuren innerhalb aller Gruppen sind im Vergleich zum Ausgangszustand erkennbar. Dieser Titanabrieb wurde aufgrund einer anderen Zielsetzung der Studie nicht genau quantifiziert, jedoch wurde er bereits in anderen Studien untersucht und belegt. Abutments aus Titan weisen einen geringeren Abrieb nach Alterung, im Vergleich zu Abutments rein aus Zirkonoxid auf [191, 205]. Stimmelmayer et al. errechneten auf Basis von REM-Aufnahmen sowie 3D-Mikro-Tomografie maximale Verschleißerscheinungen an den Implantat-Abutment-Schnittstellen. Bei Titanbasen trat ein Verschleiß von 0,7 µm in die Tiefe auf, der im Gegensatz zu 10,2 µm bei Zirkonoxid-Abutments deutlich geringer ausfiel. Sie folgerten unter anderem daraus, dass Deformationen primär am Material mit dem geringeren E-Modul auftreten [191].

Nach heutigem Kenntnisstand sind allerdings die klinischen Auswirkungen dieses Abriebs noch nicht ausreichend bekannt. Ein Problem könnte beispielsweise die Einwanderung der Titanpartikel in das Weichgewebe darstellen, sodass vereinzelt gräuliche Verfärbungen der Schleimhaut, aber auch Immunreaktionen auftreten können [160, 205]. Um eventuell entstehenden Problematiken vorzubeugen, sollte der Verschleiß möglichst gering gehalten werden, womit sich eine Präferenz für ein Implantat-Abutment-Interface aus zwei Titan-Komponenten ergibt. Die Präsenz einer Tube-in-Tube™-Verbindung verhält sich auf das Verschleißmuster aber offenbar indifferent.

6.7 Empfehlungen zur klinischen Anwendung

Nachdem Tube-in-Tube™-Verbindungen beider Untersuchungsgruppen erhöhte Stabilitätswerte und vorhersehbarere Ergebnisse vorweisen, sollte klinisch versucht werden, diese nach Möglichkeit bei Implantat-prothetischen Versorgungen zu verwenden.

Allerdings gestaltet sich der Gebrauch von verschraubten Hybridabutmentbrücken wegen der notwendigen parallelen Einschubrichtung mit einer Toleranz von 0,54° als schwierig bis

unmöglich (vgl. „2.4.5 Klinische Problematiken der Tube-in-Tube™-Verbindungen“). Abhilfe könnte eine mögliche Zwischenlösung schaffen, indem bei einer verblockten Konstruktion eine Titanbasis mit und eine ohne Tube verwendet wird. Dadurch ergibt sich mehr Freiheit hinsichtlich des Eingliederungswinkels. Bestenfalls wird der Tube an dem Implantatpfeiler versehen, an dem die höheren Kaukräfte zu erwarten sind. Dennoch muss auf den fehlenden Indikationsbereich der CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM Krone bei verblockten Restaurationen hingewiesen werden [152].

Eine Empfehlung für den klinischen Einsatz kann dagegen für die verschraubten Einzelzahnkronen mit Tube-in-Tube™-Verbindung ausgesprochen werden, sofern die klinischen Voraussetzungen durch die Implantatachse gegeben sind (vgl. „2.4.5 Klinische Problematiken der Tube-in-Tube™-Verbindungen“). Sollte die verschraubte Eingliederung der konfektionierten Titanbasis mit Tube nicht möglich sein, kann auf abgewinkelte Titanbasen oder individuelle Abutments zurückgegriffen werden, die vom Hersteller ebenfalls mit einem Tube versehen sind [142].

Weitere Untersuchungen sollten noch durchgeführt werden, um das Material der Wahl zu eruieren. Die Stabilität des verwendeten Zirkonoxids (IPS e.max ZirCAD MT Multi A2, Ivoclar Vivadent) ist zwar sehr hoch, woraus sich allerdings die beschriebenen Beschädigungen an der Implantatschulter ergaben und in der Folge klinisch bei hohen Kaukräften auftreten können. Daher sollten in anschließenden Studien verschiedene Materialien untersucht werden, die einerseits die Implantatschulter vor Deformationen schützen und andererseits trotzdem eine klinische Langzeitstabilität gewährleisten. Diese Erkenntnis würde dann zu einem besseren Schutz vor irreversiblen Beschädigungen des Implantats und deren Folgen führen.

7 Schlussfolgerungen

Unter der Berücksichtigung der beschriebenen Limitationen ergeben sich folgende Erkenntnisgewinne durch diese Studie:

1. Sowohl Titanbasen mit als auch ohne Tube-in-TubeTM-Verbindung können aus Sicht ihrer Stabilität bei Einzelzahn- und dreigliedrigen Brückenversorgungen angewendet werden.
2. Der Einsatz der Tube-in-TubeTM-Verbindung steigert die Bruchlastwerte und somit die Gesamtstabilität der Restauration. Die Stabilitätsgewinne zeigen sich bei implantatgetragenen, verblockten Brückenkonstruktionen deutlicher als bei Einzelzahnkronen. Allerdings scheint der Einsatz der Tube-in-TubeTM-Verbindung bei verschraubten Brücken klinisch nicht möglich.
3. Nach künstlicher Alterung und anschließendem Bruchlastversuch sind makroskopisch im Bereich der Implantatschulter sowie der Schrauben aller Prüfkörper Deformationen erkennbar, die ohne Tube-in-TubeTM-Verbindung stärker ausgeprägt sind.
4. Allgemein geringe Abnutzungserscheinungen an den Oberflächenstrukturen der Implantatschultern lassen unter dem Rasterelektronenmikroskop keine Rückschlüsse auf die Verwendung der Tube-in-TubeTM-Verbindung zu.

8 Zusammenfassung

Herstellerspezifische Modifikationen des Implantat-Abutment-Komplexes, wie beispielsweise ein angefügter Tube am Abutment, welcher in das Innenleben des Implantatkörpers hineinragt, sollen erhöhte Langlebigkeit und Stabilität der Suprakonstruktion generieren. Ziel dieser Untersuchung war es den Einfluss dieser Tubes auf die Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung sowohl bei Einzelzahnkronen als auch bei dreigliedrigen Brücken zu prüfen.

60 Prüfkörper mit insgesamt 90 Implantaten (CAMLOG®-Screw-Line, Promote plus, Länge 13 mm, Durchmesser 3,8 mm) mit einer „butt joint“-Implantat-Abutment-Innenverbindung wurden für diese Studie gefertigt. Je zwei Prüfgruppen a 15 Probekörpern wurden mit Einzelzahnkronen, je zwei Prüfgruppen mit dreigliedrigen Brücken, die auf Implantatniveau direkt verschraubt wurden, versorgt. Alle Suprakonstruktionen bestanden aus einteiligen Hybridabutmentkronen bzw. -brücken, welche aus monolithischem Zirkonoxid (IPS e.max ZirCAD MT Multi A2, Ivoclar Vivadent) mit konfektionierten Titanbasen (CAMLOG® Titanbasis CAD/CAM) verklebt wurden. Die Prüfgruppen KL („Krone lang“) und BL („Brücke lang“) waren jeweils mit einer Tube-in-Tube™-Implantat-Abutment-Verbindung versehen, wohingegen die Prüfgruppen KK („Krone kurz“) und BK („Brücke kurz“) ohne Tubes auf den Implantaten verschraubt wurden. Die Prüfkörper wurden zur künstlichen Alterung in einen Kausimulator (2.000.000 Zyklen, 120 N, 1,2 Hz; Thermocycling 5 °C - 55 °C, 16.800 Zyklen) mit einem Winkel von 30° zur Implantatachse eingebracht. Während der Kausimulation wurden die Prüfkörper alle 100.000 Zyklen auf eventuelle Chippings, Frakturen, Schraubenlockerungen oder adhäsive Versagensmuster untersucht. Im Anschluss wurde ein Bruchlasttest bis zum Versagen der Prüfkörper durchgeführt. Nach Abnahme der frakturierten Suprakonstruktionen wurden die unterschiedlichen Versagensmuster visuell untersucht und analysiert. Zusätzlich wurden die Implantatschultern unter einem Rasterelektronenmikroskop auf Beschädigungen hin betrachtet.

Während der künstlichen Alterung versagte ein Prüfkörper aus KL durch eine Schraubenlockerung und zwei Prüfkörper aus BK aufgrund eines restaurationsseitigen Lösens der Verklebung zur Titanbasis. Die Versagenslast lag im Mittel für die Prüfgruppe KL bei 498,8 ($\pm 34,4$) N, für KK bei 418,8 ($\pm 41,5$) N, für BL bei 933,1 ($\pm 26,2$) N und für Prüfgruppe BK bei 634,4 ($\pm 29,0$) N. Die Ergebnisse zwischen KL und KK bzw. BL und BK waren höchstsignifikant unterschiedlich zueinander ($p < 0,001$). Bei allen getesteten Proben konnten nach den Bruchlastversuchen Deformationen an den Implantatschultern und den Schrauben beobachtet werden. Prüfkörper ohne Tube-in-Tube™-Verbindungen erlitten zudem häufiger

Zusammenfassung

ein restaurationsseitiges, adhäsives Lösen von der Titanbasis. Abnutzungserscheinungen an den Oberflächenstrukturen der Implantatschultern lassen unter dem Rasterelektronenmikroskop keine Rückschlüsse auf die Verwendung der Tube-in-TubeTM-Verbindung zu.

Die Verwendung von Tube-in-TubeTM-Verbindungen steigert die Bruchlastwerte und somit die Stabilität der Implantat-Suprakonstruktionen. Dieser Stabilitätsgewinn zeigt sich bei implantatgetragenen, verblockten Brückenrestorationen noch deutlicher als bei Einzelzahnimplantaten. In Folgeuntersuchungen könnte das ideale Verhältnis zwischen „Tube-Länge“ und „Tube-Durchmesser“ ermittelt werden.

9 Anhang

Anhang 1: Bruchlastwerte und Versagensmodi der einzelnen Prüfkörper in der Übersicht

			Versagensmodus nach mehr als 2mm-Auslenkung			
	Bruchlastwert [N]		Deformation der Implantatschulter	Keramikfraktur	Implantatfraktur	adhäsives Versagen
KL1	636,4		x	x		
KL2	484,4		x			
KL3	508,7		x			
KL4	530,7		x			x
KL5	503,8		x			
KL6	511,7		x			
KL7	476,4		x			
KL8	437,1		x			
KL9	459,0		x			x
KL10	460,5		x			
KL11	-		Versagen bereits während der Kausimulation: Schraubenlockerung			
KL12	457,5		x			x
KL13	506,1		x			
KL14	512,0		x			
KL15	574,6		x			

Mittelwert KL		498,8 N			
Standardabweichung KL		34,0 N			
Median KL		504,9 N			
Interquartilabstand KL		47,7 N			

Tab. 6: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe KL (mit Tube)

Anhang

			Versagensmodus nach mehr als 2mm-Auslenkung			
	Bruchlastwert [N]		Deformation der Implantatschulter	Keramikfraktur	Implantatfraktur	adhäsives Versagen
KK1	387,0		x	x		
KK2	502,2		x	x		
KK3	439,2		x	x		x
KK4	435,8		x			x
KK5	399,0		x	x		
KK6	443,1		x			
KK7	431,5		x	x		
KK8	356,8		x	x		
KK9	429,4		x	x		x
KK10	377,3		x			x
KK11	440,7		x			x
KK12	355,9		x	x		
KK13	315,1		x		x	
KK14	678,4		x	x		x
KK15	446,1		x			

Mittelwert KK		418,8 N			
Standardabweichung KK		41,5 N			
Median KK		431,5 N			
Interquartilabstand KK		49,8 N			

Tab. 7: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe KK (ohne Tube)

Anhang

			Versagensmodus nach mehr als 2mm-Auslenkung			
	Bruchlastwert [N]		Deformation der Implantatschulter	Keramikfraktur	Implantatfraktur	adhäsives Versagen ³
BL1	940,9		x			
BL2	897,0		x			
BL3	925,9		x			
BL4	923,6		x			x
BL5	938,7		x			
BL6	838,0		x			
BL7	970,7		x			x
BL8	949,8		x			
BL9	955,1		x			
BL10	948,3		x			
BL11	958,0		x			
BL12	896,1		x			
BL13	885,9		x			x
BL14	1006,3		x			x
BL15	940,3		x			

Mittelwert BL		933,1 N			
Standardabweichung BL		26,2 N			
Median BL		940,3 N			
Interquartilabstand BL		42,2 N			

Tab. 8: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe BL (mit Tube)

³ adhäsives Versagen bei Brücken: x = Lösen des adhäsiven Verbundes an einem Brückenpfeiler, x x = Lösen des adhäsiven Verbundes an beiden Brückenpfeilern

Anhang

			Versagensmodus nach mehr als 2mm-Auslenkung			
	Bruchlastwert [N]		Deformation der Implantatschulter	Keramikfraktur	Implantatfraktur	adhäsives Versagen ⁴
BK1	640,3		x			x x
BK2	688,3		x			x x
BK3	632,2		x			x
BK4	721,0		x			x
BK5	662,2		x			x
BK6	649,1		x			x x
BK7	648,1		x			x x
BK8	577,9		x			x
BK9	615,3		x			x
BK10	629,9		x			x x
BK11	566,1		x			x
BK12	609,3		x			x x
BK13	626,1		x			x x
BK14	-		Versagen bereits während der Kausimulation: adhäsives Versagen			
BK15	-		Versagen bereits während der Kausimulation: adhäsives Versagen			

Mittelwert BK		634,4 N			
Standardabweichung BK		29,0 N			
Median BK		632,2 N			
Interquartilabstand BK		33,8 N			

Tab. 9: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe BK (ohne Tube)

⁴ adhäsives Versagen bei Brücken: x = Lösen des adhäsiven Verbundes an einem Brückenpfeiler, x x = Lösen des adhäsiven Verbundes an beiden Brückenpfeilern

Anhang 2: Ergänzung der REM-Aufnahmen der drei übrigen Versuchsgruppen

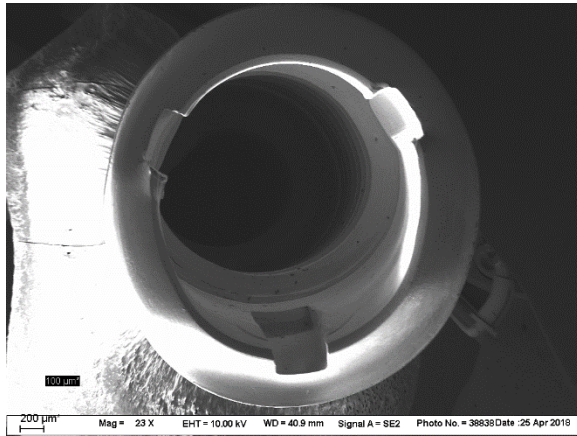


Abb. 56: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)

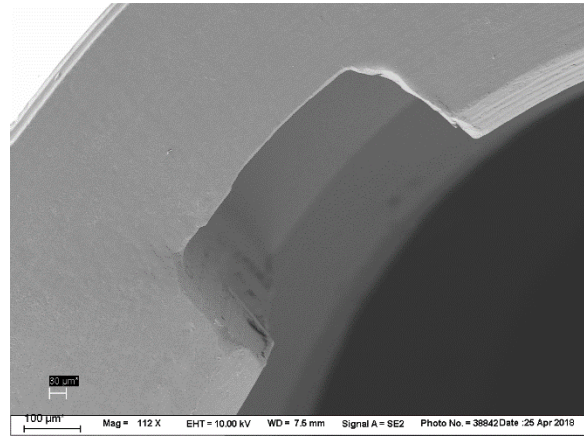


Abb. 57: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung

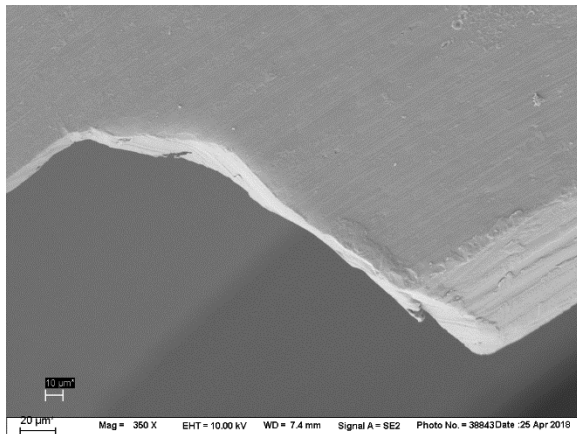


Abb. 58: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung

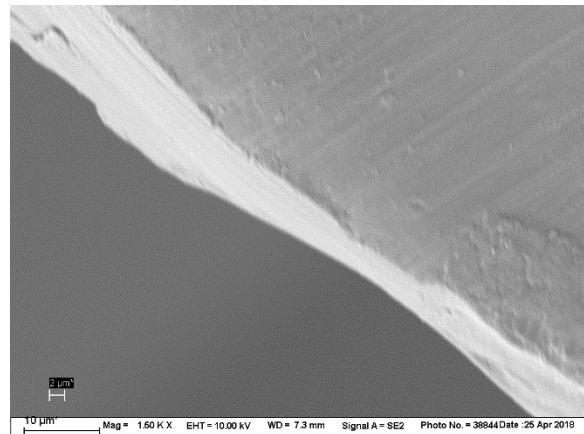


Abb. 59: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung

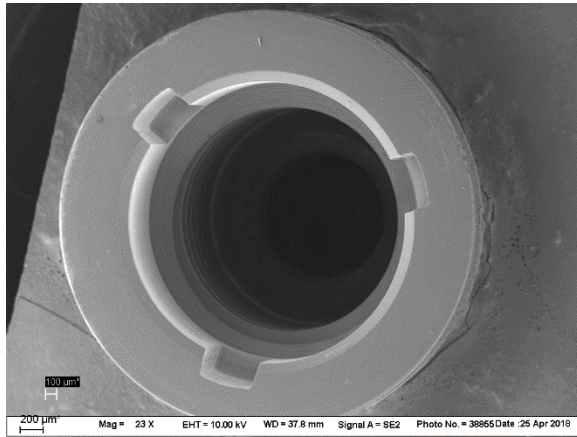


Abb. 60: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)

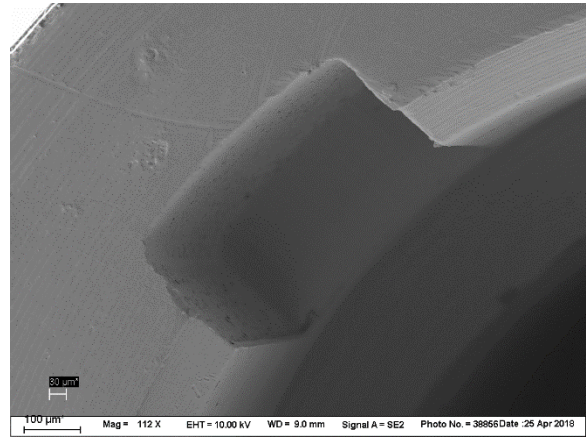


Abb. 61: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung

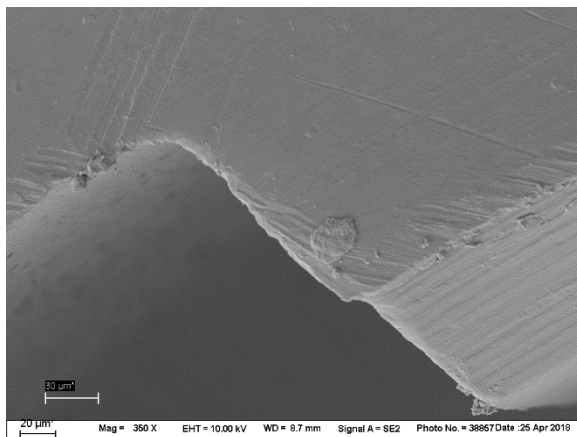


Abb. 62: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung

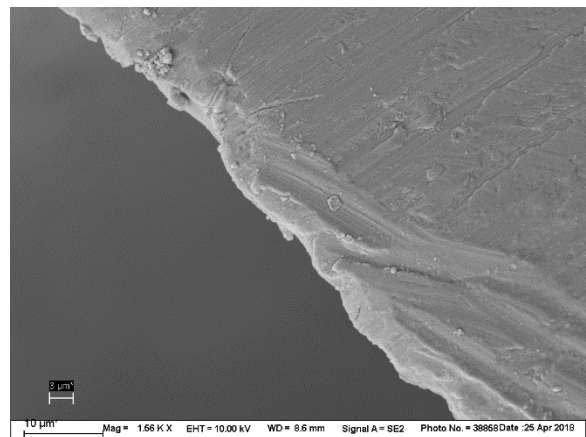


Abb. 63: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung

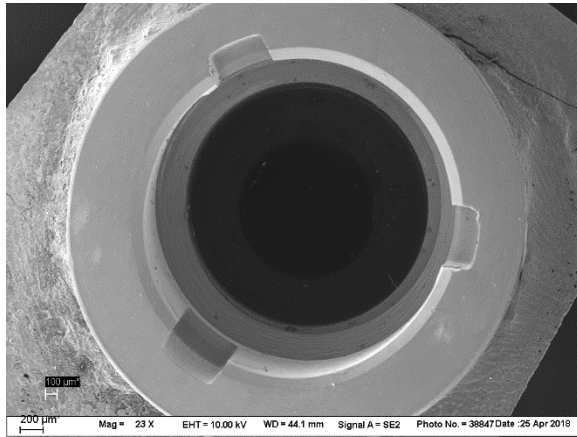


Abb. 64: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)

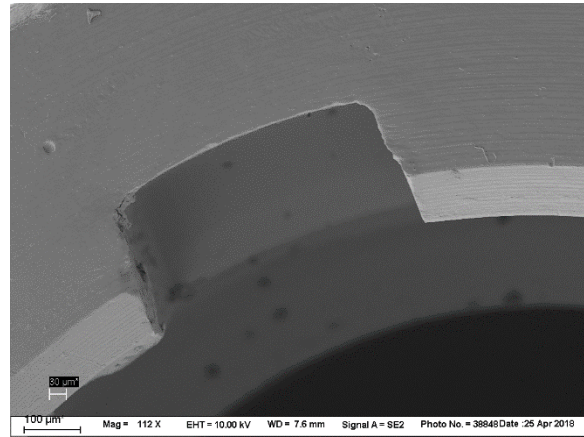


Abb. 65: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung

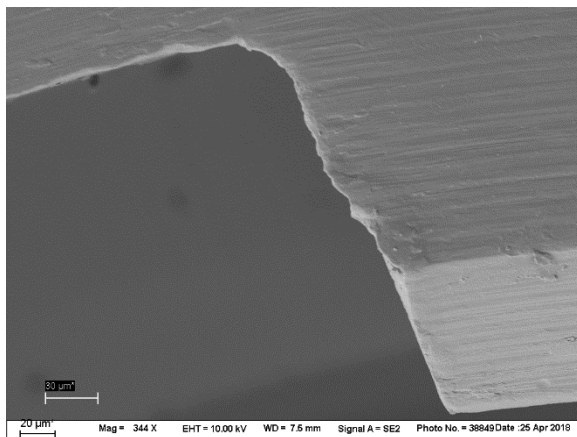


Abb. 66: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 344-facher Vergrößerung

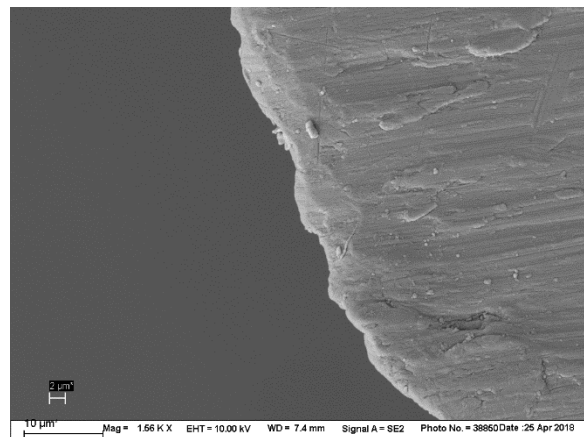


Abb. 67: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung

10 Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1: Camlog Screw-Line Implantat (Länge 11 mm, Durchmesser 3,8 mm)</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 2: Vergleich der drei verwendeten Titanbasen: handelsübliche Kronen-Titanbasis (links), modifizierte Kronen-Titanbasis (Mitte) und Brücken-Titanbasis (rechts)</i>	<i>25</i>
<i>Abb. 3: Schematische Darstellung des Prozederes samt den verwendeten Titanbasen in den Versuchsgruppen</i>	<i>27</i>
<i>Abb. 4: Entwickelte Setzhilfe zur standardisierten Einbettung der Implantate</i>	<i>28</i>
<i>Abb. 5: Eingebettetes Implantat mit drei Millimeter simuliertem Knochenrückgang</i>	<i>28</i>
<i>Abb. 6: Längenkontrolle des simulierten Knochenrückgangs</i>	<i>29</i>
<i>Abb. 7: Im Scanner eingespannter Prüfkörper mit aufgeschraubtem Scankörper</i>	<i>30</i>
<i>Abb. 8: Eingescannter Prüfkörper mit Scankörper und Schraubenkanal im Computerprogramm „ExoCAD“</i>	<i>30</i>
<i>Abb. 9: Konstruierte Krone mithilfe „ExoCAD“ samt Laboranalog und Schraubenkanal.....</i>	<i>30</i>
<i>Abb. 10: Längenkontrolle des modifizierten Abutments</i>	<i>31</i>
<i>Abb. 11: Gegenüberstellung der handelsüblichen (links) mit der modifizierten Titanbasis (rechts)</i>	<i>31</i>
<i>Abb. 12: Sandstrahlung der Titanbasis (aufgeschraubt auf ein Laboranalog)</i>	<i>32</i>
<i>Abb. 13: Verwendete Primer und verwendeter Befestigungskomposit in der Übersicht</i>	<i>32</i>
<i>Abb. 14: Fertig verklebtes Sekundärteil.....</i>	<i>33</i>
<i>Abb. 15: Verschraubung der Komponenten mittels Drehmomentratsche.....</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 16: Fertiger Einzelzahnkronen-Prüfkörper von bukkal.....</i>	<i>34</i>
<i>Abb. 17: Spaltfreie Passung des Kontrollaufbaus</i>	<i>36</i>
<i>Abb. 18: Unterschied der basalen Geometrie: Prüfgruppe KL mit Nocke (oben) sowie KK ohne Nocke (unten)</i>	<i>36</i>
<i>Abb. 19: Konstruierte Brücke mithilfe „ExoCAD“ samt Laboranalog und Schraubenkanal .</i>	<i>36</i>
<i>Abb. 20: Ausarbeitung der Klebefuge</i>	<i>37</i>
<i>Abb. 21: Fertig verklebte Sekundärteile der Versuchsgruppen BL (oben) und BK (unten)</i>	<i>37</i>

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 22: Fertiger Brücken-Prüfkörper</i>	<i>38</i>
<i>Abb. 23: Eingespannter Prüfkörper in der isolierten Probenkammer im Kausimulator</i>	<i>39</i>
<i>Abb. 24: Übersicht über den verwendeten Kausimulator</i>	<i>40</i>
<i>Abb. 25: Eingespannter Kronen-Prüfkörper in der Universalprüfmaschine Zwick UPM 1445 mit eingelegter Zinnfolie</i>	<i>42</i>
<i>Abb. 26: Eingespannter Brücken-Prüfkörper in der Universalprüfmaschine Zwick UPM 1445 mit eingelegter Zinnfolie</i>	<i>42</i>
<i>Abb. 27: Kaplan-Meier-Kurve der Untersuchungsgruppe Einzelzahnkrone</i>	<i>45</i>
<i>Abb. 28: Einzelzahnkronen-Prüfkörper nach Kausimulation mit oberflächlichen, okklusalen Gebrauchsspuren</i>	<i>46</i>
<i>Abb. 29: Brücken-Prüfkörper nach Kausimulation mit oberflächlichen, okklusalen Gebrauchsspuren</i>	<i>47</i>
<i>Abb. 30: Kaplan-Meier-Kurve der Untersuchungsgruppe Brücke</i>	<i>48</i>
<i>Abb. 31: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe KL</i>	<i>49</i>
<i>Abb. 32: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe KK</i>	<i>50</i>
<i>Abb. 33: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe BL</i>	<i>51</i>
<i>Abb. 34: Graphische Darstellung der Bruchlastwerte der Versuchsgruppe BK</i>	<i>52</i>
<i>Abb. 35: Darstellung der Bruchlastwerte (in N) der verschiedenen Versuchsgruppen (mit und ohne Tube) nach künstlicher Alterung im Boxplot-Diagramm</i>	<i>54</i>
<i>Abb. 36: Darstellung der Bruchlastwerte (in N) der Untersuchungsgruppe Einzelzahnkrone (mit und ohne Tube) nach künstlicher Alterung im 95%-Konfidenzintervall</i>	<i>54</i>
<i>Abb. 37: Darstellung der Bruchlastwerte (in N) der Untersuchungsgruppe Brücke (mit und ohne Tube) nach künstlicher Alterung im 95%-Konfidenzintervall</i>	<i>55</i>
<i>Abb. 38: Typisches Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der Versuchsgruppe KL beim Bruchlastversuchs</i>	<i>56</i>
<i>Abb. 39: Abgeplatzte Keramik eines Prüfkörpers nach dem Bruchlastversuch</i>	<i>57</i>
<i>Abb. 40: Fraktur der Implantatschulter des Prüfkörpers KK13 nach dem Bruchlastversuch</i>	<i>57</i>

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 41: Vergleich der irreversiblen Deformationen zwischen Kronenprüfkörper KL (links) und KK (rechts) nach dem Bruchlastversuch (ausgebetet)</i>	<i>58</i>
<i>Abb. 42: Von der Titanbasis gelöste Einzelzahnkrone</i>	<i>58</i>
<i>Abb. 43: Vergleich einer irreversibel deformierten Schraube von Versuchsgruppe KK (links) und KL (Mitte) mit einer ungebrauchten Schraube (rechts)</i>	<i>58</i>
<i>Abb. 44: Abgefärbter Tube mit Gewindemuster nach dem Bruchlastversuch der Versuchsgruppe KL</i>	<i>58</i>
<i>Abb. 45: Typisches Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der Prüfgruppe BL (mit Tube) beim Bruchlastversuchs</i>	<i>59</i>
<i>Abb. 46: Vergleich der irreversiblen Deformationen zwischen Kronenprüfkörper BL (links) und BK (rechts) nach dem Bruchlastversuch (ausgebetet)</i>	<i>60</i>
<i>Abb. 47: Vergleich der irreversibel deformierten Schrauben von Versuchsgruppe BK (links) und BL (rechts)</i>	<i>61</i>
<i>Abb. 48: REM-Aufnahme einer neuwertigen Implantatschulter in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)</i>	<i>62</i>
<i>Abb. 49: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)</i>	<i>62</i>
<i>Abb. 50: REM-Aufnahme der vestibulären Nut in 112-facher Vergrößerung (neuwertig)</i>	<i>62</i>
<i>Abb. 51: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung</i>	<i>62</i>
<i>Abb. 52: REM-Aufnahme der vestibulären Nut in 350-facher Vergrößerung (neuwertig)</i>	<i>63</i>
<i>Abb. 53: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung</i>	<i>63</i>
<i>Abb. 54: REM-Aufnahme der vestibulären Nut in 1.560-facher Vergrößerung (neuwertig) ..</i>	<i>63</i>
<i>Abb. 55: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung</i>	<i>63</i>
<i>Abb. 56: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme)</i>	<i>86</i>

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 57: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung.....</i>	<i>86</i>
<i>Abb. 58: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung.....</i>	<i>86</i>
<i>Abb. 59: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe KL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung.....</i>	<i>86</i>
<i>Abb. 60: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme).....</i>	<i>87</i>
<i>Abb. 61: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung.....</i>	<i>87</i>
<i>Abb. 62: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung.....</i>	<i>87</i>
<i>Abb. 63: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BK nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung.....</i>	<i>87</i>
<i>Abb. 64: REM-Aufnahme einer Implantatschulter der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 23-facher Vergrößerung (Übersichtsaufnahme).....</i>	<i>88</i>
<i>Abb. 65: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 112-facher Vergrößerung.....</i>	<i>88</i>
<i>Abb. 66: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 350-facher Vergrößerung.....</i>	<i>88</i>
<i>Abb. 67: REM-Aufnahme der vestibulären Nut der Versuchsgruppe BL nach künstlicher Alterung und Bruchlastversuch in 1.560-facher Vergrößerung.....</i>	<i>88</i>

11 Tabellenverzeichnis

<i>Tab. 1: Einteilung der Versuchsgruppen</i>	<i>26</i>
<i>Tab. 2: Versuchsspezifische Parameter für die Kausimulation und das Thermocycling.....</i>	<i>41</i>
<i>Tab. 3: Übersicht möglicher Komplikationen an den Prüfkörpern</i>	<i>41</i>
<i>Tab. 4: Vergleich der Bruchlastwerte der vier Versuchsgruppen</i>	<i>53</i>
<i>Tab. 5: Verhältniswerte zwischen „Tube-Länge“ und „Tube-Durchmesser“ der einzelnen Prüfgruppen</i>	<i>71</i>
<i>Tab. 6: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe KL (mit Tube)</i>	<i>82</i>
<i>Tab. 7: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe KK (ohne Tube)</i>	<i>83</i>
<i>Tab. 8: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe BL (mit Tube).....</i>	<i>84</i>
<i>Tab. 9: Bruchlastwerte und Versagensmodi für Prüfgruppe BK (ohne Tube).....</i>	<i>85</i>

12 Literaturverzeichnis

1. Schwenzer N, Eckelt U. *Zahnärztliche Chirurgie*. 2009, Stuttgart [u.a.]: Thieme.
2. Binon PP. *Implants and components: entering the new millennium*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(1): p. 76-94.
3. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. *Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions*. Periodontol 2000, 2017. **73**(1): p. 7-21.
4. Belser UC, Buser D, Hess D, Schmid B, Bernard JP, Lang NP. *Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients--a critical appraisal*. Periodontol 2000, 1998. **17**: p. 132-50.
5. Belser UC, Grutter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber HP, Buser D. *Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores*. J Periodontol, 2009. **80**(1): p. 140-51.
6. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. *Dental ceramics: a review of new materials and processing methods*. Braz Oral Res, 2017. **31**(suppl 1): p. e58.
7. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. *Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I*. Quintessence Int, 2017. **48**(5): p. 369-380.
8. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lumkemann N. *Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II*. Quintessence Int, 2017. **48**(6): p. 441-450.
9. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. *Success criteria in implant dentistry: a systematic review*. J Dent Res, 2012. **91**(3): p. 242-8.
10. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. *Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible*. J Periodontol, 2001. **72**(10): p. 1372-83.
11. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N. *Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review*. Clin Implant Dent Relat Res, 2004. **6**(4): p. 222-9.
12. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung KH, Mancil LA. *In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(4): p. 255-63.
13. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. *Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(12): p. 1276-84.
14. Gehrke SA, Delgado-Ruiz RA, Prados Frutos JC, Prados-Privado M, Dedavid BA, Granero Marin JM, Calvo Guirado JL. *Misfit of Three Different Implant-Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In Vitro Study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2017. **32**(4): p. 822-829.

15. Hansson S. *Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical*. Clin Implant Dent Relat Res, 2000. **2**(1): p. 33-41.
16. Prithviraj D, Muley N, Gupta V. *The evolution of external and internal implant–abutment connections: A review*. J International Dental Research, 2012. **2**(2): p. 37-42.
17. Jordan AR, Micheelis W. *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie-(DMS V)*. 2016, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV.
18. Hull PS, Worthington HV, Clerehugh V, Tsirba R, Davies RM, Clarkson JE. *The reasons for tooth extractions in adults and their validation*. J Dent, 1997. **25**(3-4): p. 233-7.
19. Quteish Taani DS. *Periodontal reasons for tooth extraction in an adult population in Jordan*. J Oral Rehabil, 2003. **30**(1): p. 110-2.
20. Gerritsen AE, Allen PF, Witter DJ, Bronkhorst EM, Creugers NH. *Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis*. Health Qual Life Outcomes, 2010. **8**(1): p. 126.
21. Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J. *Zahnärztliche Propädeutik*. 2015, Köln: Deutscher Zahnärzte-Verl.
22. Grisar K, Sinha D, Schoenaers J, Dormaar T, Politis C. *Retrospective Analysis of Dental Implants Placed Between 2012 and 2014: Indications, Risk Factors, and Early Survival*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2017. **32**(3): p. 649-654.
23. Kniha H, Gahlert M, Krekeler G. *[Dental implants--indications and long-term outcome]*. Fortschr Med, 1996. **114**(9): p. 99-103.
24. Diz P, Scully C, Sanz M. *Dental implants in the medically compromised patient*. J Dent, 2013. **41**(3): p. 195-206.
25. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, Schwartz-Arad D, Choukroun J, Gutierrez-Perez JL, Marenzi G, Valavanis DK. *Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference*. Implant Dent, 2008. **17**(1): p. 5-15.
26. Neukam F. *Lebenserwartung von Implantaten und Implantatlager - Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und DGI*. 2000.
27. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. *Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(2): p. 394-400.
28. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. *A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns*. J Clinical oral implants research, 2008. **19**(2): p. 119-130.
29. Muddugangadhar BC, Amarnath GS, Sonika R, Chheda PS, Garg A. *Meta-analysis of Failure and Survival Rate of Implant-supported Single Crowns, Fixed Partial Denture, and Implant Tooth-supported Prostheses*. J Int Oral Health, 2015. **7**(9): p. 11-17.
30. Kwon T, Bain PA, Levin L. *Systematic review of short- (5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants*. J Dent, 2014. **42**(10): p. 1228-41.
31. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. *Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year*

- prospective study with the ITI dental implant system.* Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(2): p. 247-59.
32. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. *Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs).* Clin Oral Implants Res, 2007. **18**: p. 97-113.
 33. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years.* Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(6): p. 625-42.
 34. Gernet W, Beuer F. *Zahnärztliche Prothetik.* 2011, Stuttgart [u.a.]: Thieme.
 35. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.* Int J Oral Surg, 1981. **10**(6): p. 387-416.
 36. Wolfart S, Harder S, Reich S. *Implantat-Prothetik: ein Patientenorientiertes Konzept.* 2014, Berlin: Quintessenz Verlag.
 37. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. *Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.* Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, 1977. **16**: p. 1-132.
 38. Schou S, Pallesen L, Hjorting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. *A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant.* Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(2): p. 171-8.
 39. Zwerger S, Abu-Id MH, Kreusch T. *Langzeitergebnisse nach der Insertation von subperiostalen Gerüstimplantaten: Bericht über zwölf Patientenfälle.* J Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, 2007. **11**(6): p. 359-362.
 40. Yanase RT, Bodine RL, Tom JF, White SN. *The mandibular subperiosteal implant denture: a prospective survival study.* J Prosthet Dent, 1994. **71**(4): p. 369-74.
 41. Mounir M, Atef M, Abou-Elfetouh A, Hakam MM. *Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge.* Int J Oral Maxillofac Surg, 2018. **47**(5): p. 658-664.
 42. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. *The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success.* Int J Oral Maxillofac Implants, 1986. **1**(1): p. 11-25.
 43. Branemark R, Branemark PI, Rydevik B, Myers RR. *Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review.* J Rehabil Res Dev, 2001. **38**(2): p. 175-81.
 44. Strub JR. *Curriculum Prothetik.* 2011, Berlin [u.a.]: Quintessenz-Verl.
 45. Kubasiewicz-Ross P, Dominiak M, Gedrange T, Botzenhart UU. *Zirconium: The material of the future in modern implantology.* Adv Clin Exp Med, 2017. **26**(3): p. 533-537.
 46. Osman RB, Swain MV. *A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia.* Materials (Basel), 2015. **8**(3): p. 932-958.
 47. Pieralli S, Kohal RJ, Jung RE, Vach K, Spies BC. *Clinical Outcomes of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review.* J Dent Res, 2017. **96**(1): p. 38-46.

48. Spies BC, Sperlich M, Fleiner J, Stampf S, Kohal RJ. *Alumina reinforced zirconia implants: 1-year results from a prospective cohort investigation*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(4): p. 481-90.
49. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. *Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update*. Periodontol 2000, 2008. **47**(1): p. 224-43.
50. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. *A systematic review of the clinical survival of zirconia implants*. Clin Oral Investig, 2016. **20**(7): p. 1403-17.
51. Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller WD. *Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants*. J Mech Behav Biomed Mater, 2017. **69**: p. 163-168.
52. Tokmakidis K, Wessing B, Papoulia K, Spiekermann H. *Load distribution and loading concepts on teeth and implants*. Journal of Dental Implantology, 2009. **25**(1): p. 44-52.
53. Carlson B, Carlsson GE. *Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1994. **9**(1): p. 90-4.
54. Curtis DA, Sharma A, Finzen FC, Kao RT. *Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous patient*. J Calif Dent Assoc, 2000. **28**(10): p. 771-9.
55. Kadkhodazadeh M, Amid R, Kermani ME, Mirakhori M, Hosseinpour S. *Timing of soft tissue management around dental implants: a suggested protocol*. Gen Dent, 2017. **65**(3): p. 50-56.
56. Kumar VV, Sagheb K, Kammerer PW, Al-Nawas B, Wagner W. *Retrospective Clinical Study of Marginal Bone Level Changes with Two Different Screw-Implant Types: Comparison Between Tissue Level (TE) and Bone Level (BL) Implant*. J Maxillofac Oral Surg, 2014. **13**(3): p. 259-66.
57. Lopez M, Andreasi Bassi M, Confalone L, Gaudio R, Lombardo L, Lauritano D. *Retrospective study on bone-level and soft-tissue-level cylindrical implants*. J Biol Regul Homeost Agents, 2016. **30**(2): p. 43-8.
58. Hickin MP, Shariff JA, Jennette PJ, Finkelstein J, Papapanou PN. *Incidence and Determinants of Dental Implant Failure: A Review of Electronic Health Records in a U.S. Dental School*. J Dent Educ, 2017. **81**(10): p. 1233-1242.
59. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. *Impact of Different Surgeons on Dental Implant Failure*. Int J Prosthodont, 2017. **30**(5): p. 445-454.
60. End E. *Die physiologische Okklusion des menschlichen Gebisses*. 2005, München: Verl. Neuer Merkur.
61. Meyer G, Schüle H, Bernhardt O. *Aspekte der physiologischen Okklusion*. ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt, 2017. **126**(03): p. 94-100.
62. Padma S, Umesh S, Asokan S, Srinivas T. *Bite force measurement based on fiber Bragg grating sensor*. J Biomed Opt, 2017. **22**(10): p. 1-6.
63. Rohrle O, Saini H, Ackland DC. *Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view*. Dent Mater, 2018. **34**(1): p. 58-68.
64. van der Bilt A. *Assessment of mastication with implications for oral rehabilitation: a review*. J Oral Rehabil, 2011. **38**(10): p. 754-80.

65. Schmalz G, Galler KM. *Biocompatibility of biomaterials - Lessons learned and considerations for the design of novel materials*. Dent Mater, 2017. **33**(4): p. 382-393.
66. Park J, Lakes RS. *Biomaterials: an introduction*. 2007, Berlin: Springer Science & Business Media.
67. Chaturvedi TP. *An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys)*. Indian J Dent Res, 2009. **20**(1): p. 91-8.
68. Buser D, Martin W, Belser UC. *Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19 Suppl**: p. 43-61.
69. Motta M, Monsano R, Velloso GR, de Oliveira Silva JC, Luvizuto ER, Margonar R, Queiroz TP. *Guided Surgery in Esthetic Region*. J Craniofac Surg, 2016. **27**(3): p. e262-5.
70. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Tohme H, Khoury S, Sbricoli L, Grandi G, Esposito M. *Immediate, early (3 weeks) and conventional loading (4 months) of single implants: Preliminary data at 1 year after loading from a pragmatic multicenter randomised controlled trial*. Eur J Oral Implantol, 2015. **8**(2): p. 115-26.
71. Sanz-Sanchez I, Sanz-Martin I, Figuero E, Sanz M. *Clinical efficacy of immediate implant loading protocols compared to conventional loading depending on the type of the restoration: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2015. **26**(8): p. 964-982.
72. Foitzik C. *Misserfolge und Misserfolgsgestorys in der Implantologie*. 2010, Berlin [u.a.]: Quintessenz Verl.
73. Strub JR, Witkowski S, Einsele FT. *Enossale orale Implantologie aus prothetischer Sicht*. 1996, Berlin: Quintessenz-Verlag.
74. Schweiger J, Kieschnick A. *CAD/CAM in der digitalen Zahnheilkunde*. 2017, Fuchstal: teamwork media GmbH.
75. Kapos T, Evans C. *CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29 Suppl**: p. 117-36.
76. Patzelt SB, Spies BC, Kohal RJ. *CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2015. **26 Suppl 11**: p. 77-85.
77. Schweiger J, Edelhoff D, Beuer F, Stimmelmayer M. *Roads to implant abutments*. EDI, 2011. **7**(1): p. 64-77.
78. Weigl P, Trimpou G, Grizas E, Hess P, Nentwig GH, Lauer HC, Lorenz J. *All-ceramic versus titanium-based implant supported restorations: Preliminary 12-months results from a randomized controlled trial*. J Adv Prosthodont, 2019. **11**(1): p. 48-54.
79. Joda T, Ferrari M, Bragger U. *Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up*. Clin Implant Dent Relat Res, 2017. **19**(3): p. 505-511.
80. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. *A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20 Suppl 4**: p. 4-31.
81. Lautenschlager EP, Monaghan P. *Titanium and titanium alloys as dental materials*. Int Dent J, 1993. **43**(3): p. 245-53.

82. Wang RR, Fenton A. *Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature*. Quintessence Int, 1996. **27**(6): p. 401-8.
83. Eklfeldt A, Furst B, Carlsson GE. *Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a 10- to 11-year follow-up study*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(10): p. 1303-1308.
84. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. *The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs*. J Clin Periodontol, 1998. **25**(9): p. 721-7.
85. Mokhtar MA, Elnagar G, Saleh M, Radwan MM. *The biological complication of implant abutment materials. A systematic review and meta-analysis*. J Journal of Osseointegration, 2018. **10**(1): p. 23-30.
86. Fernandez M, Delgado L, Molmeneu M, Garcia D, Rodriguez D. *Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes*. J Prosthet Dent, 2014. **111**(2): p. 116-23.
87. Pereira LMS, Sordi MB, Magini RS, Calazans Duarte AR, JC MS. *Abutment misfit in implant-supported prostheses manufactured by casting technique: An integrative review*. Eur J Dent, 2017. **11**(4): p. 553-558.
88. de Franca DG, Morais MH, das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. *Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2017. **32**(3): p. 507-513.
89. Alshhrani WM, Al Amri MD. *Customized CAD-CAM healing abutment for delayed loaded implants*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(2): p. 176-9.
90. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. *Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis*. Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(11): p. 1179-84.
91. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peculiene V, Linkevicius T. *Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations*. Clin Implant Dent Relat Res, 2015. **17**(4): p. 771-8.
92. Stimmelmayer M, Heiss P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. *Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging*. Int J Comput Dent, 2017. **20**(1): p. 53-64.
93. Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS. *Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations*. J Prosthodont, 2018. **27**(7): p. 644-650.
94. Beuer F, Herklotz I, Schweiger J, Stimmelmayer M. *Update zu CAD/CAM-gefertigten Suprakonstruktionen*. J Implantologie, 2017. **25**(1): p. 35-40.
95. Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I. *Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2019. **34**(5): p. 1091–1097.
96. Beuer F, Beuer S, Schaller P, Schweiger J, Stimmelmayer M. *Verschrauben oder Zementieren? Eine praktische Entscheidung!* Implantologie, 2015. **23**(2): p. 131-7.
97. Wilhelm M. *In-vitro-Untersuchung der maximalen Belastbarkeit und des maximalen Biegemomentes von zweiteiligen Keramikabutments und Hybridkronen nach Alterung : In vitro evaluation of load capacity and bending moments of two-piece bonded*

- ceramic/titanium abutments and hybrid-implant-crowns after aging*. 2018, Berlin: Freie Universität Berlin Universitätsbibliothek, Garystr. 39, 14195 Berlin.
98. Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Guth JF. *Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection*. Quintessence Int, 2019. **50**(4): p. 260-269.
 99. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. *Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure*. J Investig Clin Dent, 2018. **9**(4): p. e12355.
 100. Beuer F, Groesser J, Schweiger J, Hey J, Guth JF, Stimmelmayer M. *The Digital One-Abutment/One-Time Concept. A Clinical Report*. J Prosthodont, 2015. **24**(7): p. 580-585.
 101. Cacaci C, Cantner F, Mucke T, Randelzhofer P, Hajto J, Beuer F. *Clinical performance of screw-retained and cemented implant-supported zirconia single crowns: 36-month results*. Clin Oral Investig, 2017. **21**(6): p. 1953-1959.
 102. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. *Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces*. J Prosthet Dent, 2001. **86**(1): p. 24-32.
 103. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. *Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 202-16.
 104. Quek HC, Tan KB, Nicholls JJ. *Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2008. **23**(2): p. 253-62.
 105. Arnetzl GV, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. *Effect of double conical abutment screw on implant preload*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(5): p. 553-7.
 106. Barcellos LH, Palmeiro ML, Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Shinkai RS. *Stresses in Implant-Supported Fixed Complete Dentures with Different Screw-Tightening Sequences and Torque Application Modes*. Int J Prosthodont, 2018. **31**(5): p. 492-493.
 107. Kim BJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. *The effect of screw length on fracture load and abutment strain in dental implants with external abutment connections*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(4): p. 820-3.
 108. Zipprich H, Rathe F, Pinz S, Schlotmann L, Lauer HC, Ratka C. *Effects of Screw Configuration on the Preload Force of Implant-Abutment Screws*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2018. **33**(2): p. e25-e32.
 109. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. *Implant screw mechanics and the settling effect: overview*. J Oral Implantol, 2003. **29**(5): p. 242-5.
 110. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipana F. *Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect*. J Prosthet Dent, 2015. **113**(5): p. 412-9.
 111. Lee JH, Cha HS. *Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading*. J Adv Prosthodont, 2018. **10**(6): p. 415-421.

112. Sailer I, Muhlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. *Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: p. 163-201.
113. Al-Harbi SA, Edgin WA. *Preservation of soft tissue contours with immediate screw-retained provisional implant crown*. J Prosthet Dent, 2007. **98**(4): p. 329-32.
114. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. *Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better?* Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. **14**(1): p. 137-41.
115. Korsch M, Walther W, Marten SM, Obst U. *Microbial analysis of biofilms on cement surfaces: An investigation in cement-associated peri-implantitis*. J Appl Biomater Funct Mater, 2014. **12**(2): p. 70-80.
116. Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. *Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(10): p. 1278-1290.
117. Rues S, Fugina M, Rammelsberg P, Kappel S. *Cemented Single Crown Retention on Dental Implants: An In Vitro Study*. Int J Prosthodont, 2017. **30**(2): p. 133-135.
118. Sherif S, Susarla HK, Kapos T, Munoz D, Chang BM, Wright RF. *A systematic review of screw- versus cement-retained implant-supported fixed restorations*. J Prosthodont, 2014. **23**(1): p. 1-9.
119. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doring H, Nonhoff J. *Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review*. J Biomed Mater Res A, 2014. **102**(2): p. 552-74.
120. Kohal RJ, Spies BC, Bauer A, Butz F. *One-piece zirconia oral implants for single-tooth replacement: Three-year results from a long-term prospective cohort study*. J Clin Periodontol, 2018. **45**(1): p. 114-124.
121. ArRejaie AS, Al-Hamdan RS, Basunbul GI, Abduljabbar T, Al-Aali KA, Labban N. *Clinical performance of one-piece zirconia dental implants: A systematic review*. J Invest Clin Dent, 2018: p. e12384.
122. Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, da Bonatto R, dos Santos DM. *Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review*. Oral Maxillofac Surg, 2015. **19**(3): p. 229-42.
123. Hagiwara Y, Carr AB. *External versus internal abutment connection implants: a survey of opinions and decision making among experienced implant dentists in Japan*. Odontology, 2015. **103**(1): p. 75-83.
124. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. *Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(6): p. 604-10.
125. Norton MR. *An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design*. Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(4): p. 290-8.
126. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. *In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2009. **24**(5): p. 850-8.

127. Siadat H, Beyabanaki E, Mousavi N, Alikhasi M. *Comparison of fit accuracy and torque maintenance of zirconia and titanium abutments for internal tri-channel and external-hex implant connections*. J Adv Prosthodont, 2017. **9**(4): p. 271-277.
128. Sakamoto K, Homma S, Takanashi T, Takemoto S, Furuya Y, Yoshinari M, Yajima Y. *Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between external joint system and internal joint system*. Dent Mater J, 2016. **35**(6): p. 929-937.
129. Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. *An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013. **28**(1): p. 44-50.
130. Nelson K, Schmelzeisen R, Taylor TD, Zabler S, Wiest W, Fretwurst T. *The Impact of Force Transmission on Narrow-Body Dental Implants Made of Commercially Pure Titanium and Titanium Zirconia Alloy with a Conical Implant-Abutment Connection: An Experimental Pilot Study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2016. **31**(5): p. 1066-71.
131. Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Junior JF, Pellizzer EP. *Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis*. J Dent, 2018. **70**: p. 14-22.
132. Zeno HA, Buitrago RL, Sternberger SS, Patt ME, Tovar N, Coelho P, Kurtz KS, Tuminelli FJ. *The Effect of Tissue Entrapment on Screw Loosening at the Implant/Abutment Interface of External- and Internal-Connection Implants: An In Vitro Study*. J Prosthodont, 2016. **25**(3): p. 216-23.
133. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. *The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis*. Clin Implant Dent Relat Res, 2018. **20**(4): p. 653-664.
134. Lee JH, Huh YH, Park CJ, Cho LR. *Effect of the Coronal Wall Thickness of Dental Implants on the Screw Joint Stability in the Internal Implant-Abutment Connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2016. **31**(5): p. 1058-65.
135. Lee JH, Lee W, Huh YH, Park CJ, Cho LR. *Impact of Intentional Overload on Joint Stability of Internal Implant-Abutment Connection System with Different Diameter*. J Prosthodont, 2019. **28**(2): p. e649-e656.
136. Siadat H, Belbasi S, Alikhasi M, Nazari V, Beyabanaki E. *Effect of Implant Connection Type and Depth on the Seating Accuracy of Hand-Tightened Abutments*. J Prosthodont, 2019. **28**(2): p. e661-e665.
137. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. *In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants*. J Synchrotron Radiat, 2010. **17**(2): p. 289-94.
138. Harder S, Podschun R, Grancicova L, Mehl C, Kern M. *Analysis of the intrainplant microflora of two-piece dental implants*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(4): p. 1135-42.
139. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K. *Theoretical optimum of implant positional index design*. J Dent Res, 2009. **88**(8): p. 731-5.
140. Semper W, Kraft S, Kruger T, Nelson K. *Theoretical considerations: implant positional index design*. J Dent Res, 2009. **88**(8): p. 725-30.
141. CAMLOG Biotechnologies AG. *CAMLOG & Wissenschaft*. 2014; Available from: <https://www.camlog.de/flipbooks/de/camlog-und->

- wissenschaft/files/assets/common/downloads/CAMLOG%20und%20Wissenschaft.pdf.
142. CAMLOG Biotechnologies AG. *CAMLOG Implantatsystem Produktkatalog 2019*. 2019; Available from: <https://www.camlog.de/implantatsysteme/camlog/>.
 143. CAMLOG Biotechnologies AG. *CONELOG Implantatsystem Produktkatalog 2019*. 2019; Available from: <https://www.camlog.de/implantatsysteme/conelog/>.
 144. Cacaci C, Ackermann KL, Barth T, Kistler S, Stiller M, Schlee M. *A non-interventional multicenter study to document the implants success and survival rates in daily dental practices of the CONELOG screw-line implant*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(6): p. 2609-2616.
 145. Beschnidt SM, Cacaci C, Dedeoglu K, Hildebrand D, Hulla H, Iglhaut G, Krennmair G, Schlee M, Sipos P, Stricker A, Ackermann KL. *Implant success and survival rates in daily dental practice: 5-year results of a non-interventional study using CAMLOG SCREW-LINE implants with or without platform-switching abutments*. Int J Implant Dent, 2018. **4**(1): p. 33.
 146. Franchini I, Capelli M, Fumagalli L, Parenti A, Testori T. *Multicenter retrospective analysis of 201 consecutively placed camlog dental implants*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2011. **31**(3): p. 255-63.
 147. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. *Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(2): p. 357-66.
 148. Semper W, Heberer S, Nelson K. *Early loading of root form and conical implants with a sandblasted large-grit acid-etched surface: a 6-year clinical follow-up*. Implants, 2008. **2**: p. 14-19.
 149. Ozkan Y, Akoglu B, Kulak-Ozkan Y. *Five-year treatment outcomes with four types of implants in the posterior maxilla and mandible in partially edentulous patients: a retrospective study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(3): p. 639-47.
 150. Harirforoush R, Arzanpour S, Chehroudi B. *The effects of implant angulation on the resonance frequency of a dental implant*. Med Eng Phys, 2014. **36**(8): p. 1024-32.
 151. Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, O'Neal SJ, Ramp LC, Liu PR. *Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments*. J Prosthodont, 2015. **24**(2): p. 127-35.
 152. CAMLOG Biotechnologies AG. *TITANBASEN CAD/CAM FÜR KRONEN- UND BRÜCKENVERSORGUNGEN*. 2017; Available from: https://www.camlog.de/flipbooks/de/titanbasen-cad-cam-kronen-und-brueckenversorgungen/files/assets/common/downloads/J8000.0197%20Rev.0_AA%20CAMLOG-CONELOG%20TitanbasenCADCAM%20Kroneund.pdf.
 153. Pettersson A, Kero T, Gillot L, Cannas B, Faldt J, Soderberg R, Nasstrom K. *Accuracy of CAD/CAM-guided surgical template implant surgery on human cadavers: Part I*. J Prosthet Dent, 2010. **103**(6): p. 334-42.
 154. Stimmelmair M, Groesser J, Beuer F, Erdelt K, Krennmair G, Sachs C, Edelhoff D, Guth JF. *Accuracy and mechanical performance of passivated and conventional fabricated 3-unit fixed dental prosthesis on multi-unit abutments*. J Prosthodont Res, 2017. **61**(4): p. 403-411.

155. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, Maier D, Thomann R, Spies BC, Kohal RJ, Zabler S, Nelson K. *Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections*. Dent Mater, 2015. **31**(11): p. 1415-26.
156. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. *Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(1): p. 12-8.
157. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. *Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(5): p. 304-12.
158. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Bartolome JF, Pradies G. *Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(6): p. 1448-55.
159. Silva NR, Teixeira HS, Silveira LM, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. *Reliability and Failure Modes of a Hybrid Ceramic Abutment Prototype*. J Prosthodont, 2018. **27**(1): p. 83-87.
160. Reichl F-X. *Atlas der Pharmakologie und Toxikologie für Zahnmediziner*. 2014, Stuttgart [u.a.]: Thieme.
161. Gebhardt A, Todd J-C. *ZirCAD Wissenschaftliche Dokumentation*. 2017; Available from: <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/43138/IPS+e-max+ZirCAD>.
162. Farooq J, Ahmed I, Gul e E, Iqbal SN. *Relationship between tooth dimensions and malocclusion*. J Pak Med Assoc, 2014. **64**(6): p. 670-4.
163. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208-16.
164. Sellers K, Powers JM, Kiat-Amnuay S. *Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements*. The Journal of prosthetic dentistry, 2017. **117**(2): p. 247-252.
165. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. *Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs*. J Prosthet Dent, 1995. **74**(3): p. 270-8.
166. Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. *Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation*. J Oral Rehabil, 2005. **32**(11): p. 838-43.
167. Vianna TT, Taiete T, Casarin RCV, Giorgi MCC, Aguiar FHB, Silverio KG, Nociti Junior FH, Sallum EA, Casati MZ. *Evaluation of peri-implant marginal tissues around tissue-level and bone-level implants in patients with a history of chronic periodontitis*. J Clin Periodontol, 2018. **45**(10): p. 1255-1265.
168. de Siqueira RAC, Fontao F, Sartori IAM, Santos PGF, Bernardes SR, Tioosi R. *Effect of different implant placement depths on crestal bone levels and soft tissue behavior: a randomized clinical trial*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(10): p. 1227-1233.
169. Reitemeier B, Biffar R. *Einführung in die Zahnmedizin*. 2006, Stuttgart [u.a.]: Thieme.

170. Chevalier J, Deville S, Munch E, Jullian R, Lair F. *Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis*. Biomaterials, 2004. **25**(24): p. 5539-45.
171. Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. *Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface*. Acta Biomater, 2011. **7**(7): p. 2986-93.
172. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. *Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications*. Int J Prosthodont, 1995. **8**(2): p. 105-16.
173. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. *The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater, 1985. **1**(6): p. 238-42.
174. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. *The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater, 1986. **2**(6): p. 235-40.
175. El-S'adany A, Masoud G, Kamel M, Korsel A. *Fracture resistance of all ceramic crowns supported by zirconia and alumina versus titanium implant abutments*. J Tanta Dental Journal, 2013. **10**(3): p. 103-111.
176. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. *Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth*. J Oral Rehabil, 2006. **33**(5): p. 380-6.
177. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. *Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2006. **95**(2): p. 111-6.
178. Cho HW, Dong JK, Jin TH, Oh SC, Lee HH, Lee JW. *A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(1): p. 9-13.
179. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. *In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(6): p. 875-81.
180. Muhlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I. *Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(1): p. 74-81.
181. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. *Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions*. J Mech Behav Biomed Mater, 2019. **90**: p. 426-432.
182. Katsuta Y, Watanabe F. *Abutment screw loosening of endosseous dental implant body/abutment joint by cyclic torsional loading test at the initial stage*. Dent Mater J, 2015. **34**(6): p. 896-902.
183. Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. *Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis*. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 2017. **75**: p. 297-304.
184. Strub JR, Gerds T. *Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(2): p. 167-71.
185. Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K. *Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments*. J Contemp Dent Pract, 2008. **9**(7): p. 41-8.

186. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. *Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17**(5): p. 565-71.
187. Sundh A, Sjogren G. *A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copes*. Dent Mater, 2008. **24**(5): p. 611-7.
188. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. *Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface*. J Dent Res, 2003. **82**(3): p. 232-7.
189. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. *Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening*. Quintessence Int, 2006. **37**(1): p. 19-26.
190. Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, Ortengren U. *The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns*. J Mech Behav Biomed Mater, 2015. **47**: p. 49-56.
191. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. *Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study*. Dent Mater, 2012. **28**(12): p. 1215-20.
192. Saker S, El-Shahat S, Ghazy M. *Fracture Resistance of Straight and Angulated Zirconia Implant Abutments Supporting Anterior Three-Unit Lithium Disilicate Fixed Dental Prostheses*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2016. **31**(6): p. 1240-1246.
193. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. *Single tooth bite forces in healthy young adults*. J Oral Rehabil, 2004. **31**(1): p. 18-22.
194. Tinschert J. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. 2007, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
195. Korber KH, Ludwig K. *Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen*. J Dent Lab, 1983. **31**: p. 55-60.
196. Norton MR. *In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems*. J Prosthet Dent, 2000. **83**(5): p. 567-71.
197. Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, Thompson VP, Imazato S. *In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models*. J Prosthodont Res, 2018. **62**(1): p. 24-30.
198. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. *In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication*. J Oral Rehabil, 2006. **33**(1): p. 75-8.
199. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. *Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(4): p. 519-26.
200. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. *Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test*. J Prosthet Dent, 1997. **78**(6): p. 582-91.
201. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. *Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2014. **29 Suppl**: p. 84-98.

202. Wiest W, Zabler S, Rack A, Fella C, Balles A, Nelson K, Schmelzeisen R, Hanke R. *In situ microradioscopy and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants*. J Synchrotron Radiat, 2015. **22**(6): p. 1492-7.
203. Ivoclar Vivadent AG. *IPS e.max Das zuverlässige Vollkeramik-System*. 2019; Available from: <https://www.ivoclarvivadent.com/de/p/alle/produkte/vollkeramik/ips-emax-zahnarzt/ips-emax-lithium-disilikat>.
204. Obermeier M, Ristow O, Erdelt K, Beuer F. *Mechanical performance of cement- and screw-retained all-ceramic single crowns on dental implants*. Clin Oral Investig, 2018. **22**(2): p. 981-991.
205. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. *Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. **26**(5): p. 970-5.

13 Danksagung

Ein großes Dankeschön möchte ich an all diejenigen richten, die diese Arbeit ermöglicht, daran mitgewirkt und sich eingebracht haben. Im Speziellen möchte ich jedoch folgende Personen erwähnen:

- Mein Dank gilt meinem Chef Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff für die Bereitstellung der Forschungsräume der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, die überhaupt erst zur Ermöglichung dieser Studie führte.
- Meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth danke ich für die kompetente Beratung, die intensive Betreuung sowie für die Unterstützung der schriftlichen Fertigstellung und schließlich für die Überlassung des Dissertationsthemas ganz besonders.
- Bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Michael Stimmelmayer bedanke ich mich ganz herzlich für sein großes Engagement und sein immerwährend offenes Ohr im Laufe der Planung, Durchführung und Auswertung der Studie.
- Nicht zuletzt bin ich auch ZTM Michael Zangl, dessen Labor ich für die Herstellung der Prüfkörper nutzen durfte, und ZTM Christoph Reichel für ihren zahntechnischen Rat dankbar.
- Weiter gilt mein Dank an Dr. hum biol. Dipl.-Ing. Kurt Erdelt und MTA Gabriele Dachs.
- Der Camlog Biotechnologies AG sowie der Ivoclar Vivadent sei für die Bereitstellung der Arbeitsmaterialien gedankt.
- Schließlich möchte ich noch ganz großes Dankeschön meinen Eltern aussprechen, die mich vor, während und nach dem Studium in allen Belangen und jederzeit unterstützt haben. Ihr wart der wichtigste Rückhalt!

Vielen Dank dafür! Es hat mir großen Spaß gemacht!

14 Eidesstattliche Versicherung

Ich, Tobias Graf, geboren am 03.04.1994 in Furth im Wald, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Vergleich der mechanischen Stabilität von vollkeramischen Einzelkronen und dreigliedrigen Brücken auf CAD/CAM-Abutments mit und ohne „Tube-in-Tube™“-Implantat-Abutment-Verbindung – eine In-vitro-Untersuchung

verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 21.09.2020

Tobias Graf